

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav fyzioterapie FZV UP Olomouc

**VLIV AKTIVITY HORNÍCH KONČETIN NA STRATEGII
POHYBU U AMPUTOVANÝCH**

Diplomová práce

Autor: Bc. Ludmila Hylmarová

Studijní obor: Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Barbora Kolářová

Olomouc 2011

ANOTACE

Diplomová práce

Název práce v ČJ: Vliv aktivity horních končetin na strategii pohybu u amputovaných

Název práce v AJ: Influence of the upper limbs activity in amputated motion strategy

Datum zadání: 2010-01-31

Datum odevzdání: 2011-05-20

Institute: Ústav fyzioterapie, Fakulta zdravotnických věd UP v Olomouci

Autor práce: Bc. Ludmila Hylmarová

Vedoucí práce: Mgr. Barbora Kolářová

Oponent práce: Mgr. Kateřina Drápelová

Abstrakt v ČJ:

Cílem práce je hledat vztahy mezi amputací dolní končetiny a aktivitou horních končetin. Teoretická část se zabývá posturální kontrolou u zdravých a amputovaných jedinců a interkončetinovou koordinací. Výzkumná část byla realizována pomocí posturografie a povrchové elektromyografie. Hodnotili jsme zatížení dolních končetin v klidném stoji a pohyb „center of pressure“ při neočekávaném vychýlení a aktivitu m. triceps brachii v klidném stoji, při balančních reakcích a přechodu přes schod u zdravých a transtibiálně amputovaných jedinců. Byly nalezeny statisticky významné rozdíly mezi skupinami. U amputovaných je více zatěžována zdravá dolní končetina. Tato skupina je méně posturálně stabilní a více zapojuje horní končetiny v posturálních strategiích i při volní pohybové aktivitě.

Abstrakt v AJ:

The aim of this work is to find the relationships between lower limb amputations and activity of the upper limbs. The theoretical part of this work includes a chapter about postural control in healthy subjects and amputated ones, and about interlimb coordination. The research part was realized by means of posturography and surface electromyography. We evaluated the weight bearing between lower limbs in quiet standing and moving „center of pressure“ during perturbation. Furthermore, we evaluated the m. triceps brachii activity in quiet standing, during balance reactions and step crossing in healthy subjects and transtibial amputated. There are statistically significant differences between groups. At patient with amputation the healthy leg bears more weight. This group has lower postural stability and involves more upper limbs in postural strategies and other movement activities.

Klíčová slova v ČJ: amputace dolní končetiny, interkončetinová koordinace, posturální strategie amputovaných, aktivita horních končetin

Klíčová slova v AJ: lower limb amputation, interlimb coordination, postural strategy amputated, the activity of the upper limbs

Rozsah: 126 stran včetně příloh, 7 příloh

Místo zpracování: Olomouc

Místo uložení: Ústav fyzioterapie

Prohlášení: Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Barbory Kolářové a že jsem uvedla všechny použité literární a odborné zdroje.

V Olomouci dne 20.5.2011

.....

Poděkování

Chtěla bych poděkovat Mgr. Barboře Kolářové za odborné vedení, trpělivost a pomoc při realizaci diplomové práce. Děkuji Bc. Petře Jonáškové za asistenci při měření probandů, Mgr. Zdeňku Svobodovi PhD. za pomoc při statistickém zpracování dat a všem ochotným pánům kontrolní i experimentální skupiny, kteří se zúčastnili měření a vyšetření pro potřeby této práce. Velký dík patří také mým blízkým za podporu a všestrannou pomoc.

Diplomová práce vznikla s přispěním grantu FTK_2011_011 s názvem „Interkončetinová koordinace u jedinců po amputaci dolní končetiny“.

Obsah

Úvod.....	9
1 Teoretické poznatky.....	10
1.1 Posturální kontrola.....	10
1.1.1 Neurofyziologické mechanismy řízení posturální kontroly.....	10
1.1.2 Strategie posturální kontroly.....	20
1.2 Intersegmentální koordinace.....	24
1.2.1 Řízení intersegmentální koordinace při lokomoci.....	24
1.2.2 Interkončetinová koordinace.....	25
1.2.3 Funkční propojení horních a dolních končetin v posturální ontogenezi.....	28
1.2.4 Zapojení horních končetin při lokomoci.....	29
1.2.5 Zapojení horních končetin v posturálních strategiích.....	30
1.2.6 Posturální stabilita při volní aktivitě horních končetin.....	31
1.2.7 Posturální chování jedince po transtibiální amputaci.....	32
1.2.8 Protetické vybavení pacienta po transtibiální amputaci.....	32
1.2.9 Posturální kontrola po amputaci dolní končetiny.....	34
1.2.10 Strategie rehabilitace u transtibiálně amputovaných.....	38
1.2.11 Metody hodnocení pohybu.....	39
2 Cíle a hypotézy.....	42
2.1 Cíle práce.....	42
2.2 Vědecké otázky a hypotézy.....	43
3 Metodika.....	46
3.1 Charakteristika souboru.....	46

3.2	Průběh měření	48
3.2.1	Kineziologické vyšetření a odebrání anamnestických údajů	48
3.2.2	Posturografické vyšetření probandů.....	48
3.2.3	Polylektromyografické vyšetření	49
3.3	Zpracování a vyhodnocování dat	50
3.3.1	Hodnocené parametry u posturografických testů.....	50
3.3.2	Zpracování elektromyografických záznamů	51
3.4	Statistické zpracování dat	53
4	Výsledky	54
4.1	Výsledky k otázce 1	54
4.2	Výsledky k otázce 2	55
4.3	Výsledky k otázce 3	58
4.4	Výsledky k otázce 4	60
4.5	Výsledky k otázce 5	62
4.6	Výsledky k otázce 6	64
5	Diskuse.....	66
5.1	Diskuse k vědecké otázce 1	66
5.2	Diskuse k vědecké otázce 2	67
5.3	Diskuse k vědecké otázce 3	69
5.4	Diskuse k vědecké otázce 4	73
5.5	Diskuse k vědecké otázce 5	77
5.6	Diskuse k vědecké otázce 6	79
5.7	Limity práce	81
5.8	Východiska pro praxi	81

6 Závěr	83
Referenční seznam	85
Seznam zkratek	997
Seznam tabulek	998
Seznam grafů	99
Seznam příloh	100
Přílohy.....	101
Příloha 1.....	102
Příloha 2.....	104
Příloha 3.....	105
Příloha 4.....	109
Příloha 5.....	112
Příloha 6.....	117
Příloha 7.....	125

Úvod

Lidské tělo funguje jako celek. Problém jednoho segmentu se odráží v postavení a práci segmentů ostatních (Véle, 2006). Amputace dolní končetiny je výrazný zásah do rovnováhy těla jedince. Je tedy na místě nezabývat se pouze postiženou částí, ale podívat se na tuto problematiku amputovaného jedince globálním pohledem.

Proběhla řada výzkumných projektů zabývajících se aktivitou svalů a změnou biomechaniky dolních končetin amputovaných. Bohužel však zatím chybí objektivní zhodnocení chování proximálních segmentů těla. V naší práci jsme se proto zaměřili na posouzení aktivity horních končetin u jedinců po transtibiální amputaci dolní končetiny. Víme, že horní a dolní končetiny jsou propojeny přes svalové řetězce trupu a jejich spolupráce má svůj základ v propriospinálních okruzích nervového systému. Dle znalostí těchto vztahů lze předpokládat, že se ztráta části dolní končetiny promítne do chování horních končetin.

Pro účely této práce bylo provedeno vyšetření dvanácti jedinců po transtibiální amputaci dolní končetiny a jedenáct zdravých jedinců. V Kineziologické laboratoři na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc jsme za použití posturografie a povrchové elektromyografie hodnotili u všech probandů aktivitu horních končetin (m. triceps brachii) při balančních reakcích a provádění posturálně náročné volní aktivity. Cílem práce bylo pochopit vztahy mezi amputací dolní končetiny a aktivitou horních končetin. Nalezené vztahy se pak pokoušíme převést do praktického využití v terapii amputovaných jedinců, se snahou zaměřit se na tělo pacienta jako funkční celek. Práce by mohla přispět k nalezení nového širšího pohledu na danou problematiku.

1 Teoretické poznatky

1.1 Posturální kontrola

1.1.1 Neurofyziologické mechanismy řízení posturální kontroly

Lidské tělo bývá přirovnáváno k modelu obráceného kyvadla vzhledem k malé opěrné bázi s relativně vysoko uloženým těžištěm. Tato struktura je značně nestabilní, protože lidské tělo se skládá z řady segmentů spojených pohyblivými klouby (Latash, 1998; Janura, 2007). Schopnost kontroly stability a orientace těla v prostoru se označuje jako posturální kontrola (Shumway-Cook, 2006). Zajišťuje pohotovost těla k rychlému přechodu z klidu do pohybu. Udržování polohy probíhá sice podvědomě, ale přesto se flexibilně přizpůsobuje okamžitému stavu prostředí a při neočekávané změně podmínek vstupuje do vědomí (Véle, 2006).

Posturální kontrola není jen odpovědí na sensorické stimuly. Zahrnuje interakci více systémů (svaly, sensorické analyzátory, pasivní komponenty, adaptivní mechanismy, atd.). Je aktivní, adaptivní a centrálně řízená na základě předchozí zkušenosti a pohybového záměru (Horak, 1997; 2006).

Na zajištění vzpřímeného držení těla se podílí tři základní komponenty: sensorický, řídicí a výkonný systém.

1.1.1.1 Periferní analyzátory

Sensorický systém se skládá z analyzátorů: vestibulárního, zrakového a somatosenzorického. Informace ze všech sensorických analyzátorů jsou integrovány a díky tomu je zajištěna komplexní reprezentace okolí a těla v centrálním nervovém systému (CNS). Při dobrých světelných podmínkách na pevné podložce jsou využívány informace ze 70 % z proprioreceptorů, zrakové podněty pak z 10 % a vestibulární z 20 % (Horak, 2006). Vestibulární a zrakový systém tedy nepatří za klidových podmínek k dominantním sensorickým analyzátorům, uplatňují se více při posturálně náročnějších situacích např. při stožení na labilní podložce (Latash, 1998).

Organismus dokáže reagovat na změny vnějších podmínek a využívat informace v jiném poměru tak, aby byla vždy zajištěna posturální stabilita (Horak, 2006).

- **Vestibulární systém**

Vestibulární systém detekuje polohu a pohyb hlavy v prostoru (Králíček, 1995). Periferní část umístěná ve vnitřním uchu obsahuje tzv. dynamické čidlo a statické čidlo. Dynamické čidlo; semilunární kanálky; reagují na rotační zrychlení. Statické čidlo; vláskové buňky váčků saccula a utricula; detekují lineární zrychlení (Latash, 1998; Ganong, 2002). Informace z periferní části putují cestou n. vestibularis do horní části prodloužené míchy, kde se rozdělují na krátké větve, které končí ve čtyřech vestibulárních jádrech na spodině IV. komory (Králíček, 1995). Laterální (Deitersi) jádro dostává projekce z cerebella a míchy. Celý komplex jader přijímá aferenci z retikulární formace, nucleus raphe, thalamu a z oblasti kortikálních center (Lacour, 1993). Axony neuronů laterálního jádra tvoří laterální vestibulospinální trakt. Soudí se, že tato dráha zprostředkovává vlivy mozečku na spinální motoneurony. Mediální a superiorní jádra hrají důležitou roli v kontrole pohybů očí v závislosti na poloze hlavy (Latash, 1998; Trojan, 2004).

- **Zrakový systém**

Zrak je u člověka považován za majoritní smysl. V případě, že informace ze zrakového analyzátoru jsou odlišné od informací z ostatních senzorických systémů, máme sklon důvěřovat spíše našim očím (Latash, 1998). Celý zrakový systém můžeme z funkčního hlediska rozdělit na optický systém oka, fotoreceptory sítnice, optickou dráhu a korovou zrakovou oblast. Informace ze zrakového analyzátoru jsou vedeny cestou n. opticus. Po překřížení axonů z mediálních částí sítnic v chiasma opticum vede 80% vláken do corpus geniculatum laterale a dále pak do occipitálního laloku mozkové kůry. Zbytek vláken vede do mesencephala a účastní se na zajištění pupilárních reflexů a reflexních pohybů očí (Králíček, 1995; Čihák, 2004). V posturální kontrole se uplatňuje specifický stabilizační efekt zraku, vnímání polohy a pohybu těla vzhledem k vnějšímu prostředí, a nesespecifický stabilizační efekt, vnímání světla (Berkinblit, 1995).

- **Somatosenzorický systém**

Somatosenzorický systém zahrnuje tzv. kožní čítí (taktilní čítí, termorecepce, nocicepce) a propiocepci (vnímání statestezie a kinestezie). Informace ze somatosenzorického analyzátoru dávají základ reflexnímu řízení postoje (Kralíček, 1995). V zajištění posturální stability hraje významnější roli propioceptivní systém. Při ztrátě tohoto systému pozorujeme největší nárůst amplitudy a rychlosti posturálních výchylek ve stoji oproti změnám při postižení ostatních sensorických analyzátorů (Kuo, 2005).

1.1.1.2 Spinální úroveň řízení posturální kontroly

Na spinální úrovni probíhá základní ovládání svalů a jsou zde již pevně zabudovány střídavé pohyby končetin (Véle, 2006).

- **Neurony míšního segmentu**

Na úrovni míšního segmentu se odehrává první stupeň řízení motoriky. Převod motorické informace z centrálního nervového systému (dále CNS) zajišťují motoneurony. U člověka jsou rozlišovány: alfa- a gama-motoneurony. První zmíněné inervují extrafuzální vlákna kosterních svalů, druhé inervují intrafuzální vlákna svalových vřetének.

Kromě motoneuronů popisujeme v míšním segmentu významné integrační struktury – interneurony. Většina instrukcí z CNS přichází k motoneuronům právě přes interneurony. Interneurony ovlivňuje nejen množství descendních drah ze supraspinálních oblastí, ale také impulzy z primárních senzitivních vláken různých receptorů. V interneuronech dochází k facilitaci nebo inhibici základní aktivity. Jak bude rozvedeno v dalším textu, interneurony umožňují reciproční inervaci, iradiaci a koordinaci základních reflexů s volnými pohyby. Nejčtenější výskyt těchto struktur je v oblasti míšních intumescencí, kde se podílejí na řízení činnosti horních a dolních končetin (Kralíček, 1995; Trojan, 2005).

Základním popisovaným reflexním spojením je spojení monosynaptické (myotatický reflex, viz. další text) s krátkou reflexní reakcí cca 10 ms. Tento reflex probíhá na úrovni míšního segmentu. Bisynaptické reflexy mají ve svém průběhu vložený jeden interneuron (obrácený myotatický reflex, reflexy reciproční inervace). Tento neuron bývá většinou inhibiční. Polysynaptický reflexní oblouk vzniká vřazením více interneuronů. Má na rozdíl od monosynaptického tendenci k následným výbojům s různým časovým rozložením díky přetrvávání aktivity ve zpětnovazebných okruzích (Trojan, 2005). Polysynaptický reflex může zahrnovat jeden segment - monosegmentální spojení nebo více úseků - polysegmentální spojení. První zmíněné pomáhá k rozložení napívacího reflexu v čase a je základem udržení napětí proti působení gravitace. Druhé zmíněné zahrnuje více interneuronů různých úseků a propriospinální míšní dráhy. Polysegmentální reflexy jsou pod významným vlivem vyšších etází CNS (Petrovický, 2008).

- **Funkce gama systému**

Gama systém se podílí na regulaci dráždivosti svalového vřeténka. Ta se přizpůsobuje změnám délky svalu podle informací o napětí intrafuzálních vláken inervovaných gama-vláčky. Jak již bylo zmíněno v předchozí části, informace putují také do vyšších etází CNS (retikulární formace, mozečku, thalamu, mozkové kůry). Gama-motoneurony reagují oproti alfa-motoneuronům na nízkoprahové vzruchy. Přes podráždění gama-motoneuronu může CNS tzv. gama kličkou (přenosem vzruchu z gama- na alfa-motoneurony) reflexně aktivovat i alfa-motoneurony. Díky tomu je zajištěno optimální nastavení svalové tonu v různých situacích při měnících se podmínkách (Ganong, 2002; Trojan, 2005).

- **Svalový tonus a proprioceptivní reflexy**

Svalový tonus je dán složkou pasivní (nonneurální - vazivové komponenty svalu) a složkou aktivní (neurální). Základní regulační obvody kompenzující změny v úrovni svalového tonu jsou reflexní oblouky myotatického a obráceného myotatického reflexu. Čidlem myotatického reflexního oblouku je svalové vřeténko, které je citlivé na změny délky svalu. Senzorická vlákna vřeténka vytvářejí excitační,

monosynaptické spojení s alfa-motoneuronem homonymního svalu. Axony motoneuronů procházející předními míšními kořeny končí na extrafuzálních vláknech svalu. Protážením svalového vlákna je přes tento reflexní oblouk vyvolán stah homonymního svalu. Svalové vřetenko plní zároveň i funkci komparátoru. Díky koaktivaci alfa-gama motoneuronů je signál přenášený ze supraspinálních oblastí CNS k alfa motoneuronu, převeden i na gama motoneuron. Nastavení svalového vřetenka je významně ovlivňováno (přes interneurony) retikulární formací mozkového kmene. Část aferentních vláken ze svalových vřetének je zapojena i na alfa-motoneurony antagonistických svalů. Díky této reciproční inervaci dochází přes inhibiční interneurony při kontrakci agonistů a synergistů k tlumení antagonistů (Králíček, 1995; Dylevský, 2009; Gurfingel, 2006).

Aferentní signál je vysílán i do supraspinálních oblastí CNS. Někteří autoři uvádějí, že informace ze svalových vřetének aktivují v mozkové kůře neurony pyramidové dráhy a zprostředkovávají transkortikální myotatický reflex (Gurfingel, 2006).

Receptorem obráceného myotatického reflexu jsou Golgiho šlachová tělíska registrující úroveň mechanického napětí. Přes spinální interneurony působí inhibici alfa-motoneuronu homonymního svalu a excitaci jeho antagonisty. Komparátorem tohoto systému je spinální interneuron, který je informován o požadovaném svalovém napětí signály z vyšších etáží CNS. Ukazuje se, že Golgiho šlachová tělíska mají vysokou citlivost při aktivní svalové kontrakci, kdy pomáhají nastavení svalu do přesné polohy (Petřek, 1995; Králíček, 1995; Petrovický, 2008).

- **Exteroceptivní reflexy**

Stimulací kožních algických a taktilních receptorů vyvoláme polysynaptické exteroceptivní reflexy. Flexorové reflexy slouží především k ochraně organismu před škodlivými vlivy. Aktivačním podnětem těchto reflexů je algický vjem a reakcí oddálení od zdroje bolesti. Extenzorové reakce jsou podstatou postojových reakcí. Odpovědí na podráždění je kontrakce extenzorů, především těch s antigravitační funkcí (viz. následující text) (Dylevský, 2009).

- **Postojové reflexy**

Reflexní děje zajišťující vzpřímený postoj jsou tzv. postojové (statické) reflexy. Základem všech těchto reflexů je svalový tonus, udržovaný propioceptivními spinálními reflexy. Úroveň svalového tonu se liší v jednotlivých svalových skupinách, vyšší tonus mají tzv. antigravitační svaly (šíjové svaly, zádové svaly, extenzory dolních končetin, flexory horních končetin) (Králíček, 1995; Trojan, 2004).

Nejjednodušší formou postojového reflexu je lokální statická reakce. Příkladem může být dráždění receptorů na plosce nohy, na které odpovídá svalstvo téže dolní končetiny zvýšením svalového tonu. Segmentální statické reakce řídí součinnost svalů více končetin. Příkladem může být zkřížený extenzorový reflex, kdy flexe jedné končetiny provází současná extenze končetiny druhé. Tento reflexní mechanismus je základem složitějších koordinovaných pohybů končetin při lokomoci (Králíček, 1995; Trojan, 2004).

Uvedeným statickým reakcím jsou nadřazeny celkové statické reakce, koordinující svalový tonus končetin i svalstva trupu. Při dráždění propioceptorů šíjových svalů se uplatňují tónické šíjové reflexy (předklon hlavy facilite flexory horních a extenzory dolních končetin, při záklonu je tomu naopak). Drážděním vestibulárního aparátu jsou vyvolány labyrintové reflexy, ovlivňující aktivitu propioceptivního motorického okruhu extenzorů (Lacour, 1993). Úkolem postojových reflexů je upravit činnost svalů fixujících jednotlivé části těla v celek schopný zaujmout vzpřímený stoj (Petřek, 1995).

- **Vzpřimovací reflexy**

Vzpřimovací reflexy představují hierarchicky vyšší skupinu reflexních mechanismů. Zajišťují udržení vzpřímené polohy těla i při nejrůznějších pohybech, které vychylují těžiště těla. Poloha všech částí těla je usměrňována, aby nedošlo k pádu. Základní význam při řízení vzpřimovacích reflexů má činnost retikulární formace, zejména v oblasti středního mozku, a informace ze statokinetického čidla,

jejichž vliv je zprostředkován míšními interneurony (Králíček, 1995; Balasubramaniam, 2002).

Posturální reflexy mají vyšší latenci než spinální reflexy (supraspinální kontrola posturálních reflexů), ale naopak nižší latenci než volní reakce. Automatické posturální reakce zajišťuje přímá vestibulospinální dráha, není u nich závislost na vizuálním vstupu. Primární význam má tedy u těchto reflexů vestibulární aparát. Svalový tonus antigravitačních svalů je upravován, aby těžiště těla odpovídalo poloze hlavy. Kromě statokinetického čidla ovlivňují posturální reflexy také proprioreceptory a exteroceptory. Při tzv. tělových vzpřimovacích reflexech (při výrazném dráždění exteroceptorů) dochází k reflexnímu zdvihání hlavy a snaze o vzpřímení těla (Balasubramaniam, 2002; Králíček, 1995).

1.1.1.3 Řízení na úrovni subkortikální

Subkortikální úroveň nastavuje a řídí funkce nadřazené spinální úrovni. Má zásadní vliv na posturální funkci i na průběh pohybových vzorů.

- **Mozkový kmen a retikulární formace**

Mozkový kmen zabezpečuje předpoklady pro složitější pohybové vzory, které jsou do jisté míry automatické, ale potřebují korovou kontrolu pro přesnost a orientaci na cíl. Na úrovni kmene se nachází soubor jader; retikulární formace. Tato struktura pod vlivem sensorických aferencí (proprioreceptory šijových svalů, vestibulární jádra) a informací z mozečku, bazálních ganglií a mozkové kůry připravuje podmínky pro pohyb. Jde především o působení na antigravitační svaly a ovlivnění svalového napětí inhibičním a facilitačním sestupným systémem retikulární formace. Facilitační systém zvyšuje tonus antigravitačních svalů a snižuje tonus flexorů, inhibiční naopak tlumí míšní reflexy zvláště tonus extenzorů (Dylevský, 2009; Vele, 2006; Petřek, 1995).

- **Mozeček**

Mozeček vytváří obousměrné spojení mezi kůrou a pohybovými orgány. Vývojově nejstarší část archicerebellum dostává informace z vestibulárního aparátu a podílí se na udržení vzpřímené polohy těla. Paleocerebellum zásobené vzruchy z extero- a proprioceptorů se podílí na udržení adekvátního svalového napětí. Neocerebellum je informováno především z primárních motorických oblastí mozkové kůry a přes retikulární formaci dostává také informace ze sensorických receptorů. Má schopnost průběžné korekce a koordinace pohybu dle aktuálního stavu vnějšího prostředí, aby bylo možno dosáhnout cíle (využití zpětné vazby, feed back) (Shumway-Cook, 2006). Rozhoduje o správném timingu zapojení svalů, inhibuje nadbytečné svaly a díky schopnosti feed forward (dopředné vazby) umožňuje krátkodobé předvídání stavu zevního prostředí (Dylevský, 2009; Véle, 2006; Králíček, 1995).

- **Bazální ganglia**

Bazální ganglia jsou schopna vytvářet jednoduché pohybové programy, nastavovat svalový tonus, vybírat pohybové vzory uložené v kůře a podle nich aktivovat příslušné svaly, aby byl dosažen cíl pohybu. Zjednodušeně můžeme říci, že koordinují neúmyslnou pohybovou aktivitu s úmyslnými pohyby (Dylevský, 2009; Véle, 2006). Bazální ganglia se podílejí na převodu plánu pohybu do programu pohybu. Vysílanými impulzy určují časové a prostorové charakteristiky pohybu (Groenewegen, 2003).

- **Thalamus**

Tato struktura participuje na senzomotorických vztazích při koordinaci posturálně lokomočních pohybů (Véle, 2006). Studie zabývající se problematikou pacientů po mozkovém iktu ukazuje, že na vzpřímeném držení těla se velmi významně podílí posterolaterální thalamus. Řada jader této oblasti má své napojení na vestibulární mozkovou kůru (Karnath, 2000). Pacienti s akutními infarkty této oblasti měli nakloněnou subjektivní vizuální vertikálu stejně jako pacienti s lézemi centrální části vestibulárního systému. Zpracování sensorické informace z periferních zdrojů

v talamických jádrech a vestibulární kůře je ale odlišné. Odpovídá tomu i klinický obraz léze těchto oblastí. Poškození talamických struktur vyvolává tlak končetin na straně léze k postižené straně těla (Karnath, 2000).

1.1.1.4 Řízení na úrovni kortikální

Kortikální úroveň je nadřazeným orgánem řízení motoriky. Předpokládá se, že rámcové programy posturální motoriky i lokomoce jsou geneticky zakotveny a strukturálně fixovány. Ve vývoji se uplatňují nejprve posturální programy a teprve na ně navazují programy lokomoční a obratné hybnosti (Véle, 2006). Strategie pro zajištění rovnováhy vznikají centrálním učením udržení rovnováhy v různých úkolech a situacích (Latash, 1998).

Participace primárního motorického kortexu na posturální kontrole je stále diskutovaným tématem. Taube (2006) uvádí, že zapojení kortexu je závislé na stupni automatizace pohybu. Podle Balasubramaniam (2002) je u zdravého člověka za normální situace zajištění vzpřímeného držení těla automatické, bez účasti vědomí. Pokud se dostáváme do situací posturálně náročnějších, řízení se přesouvá do vědomí. Dá se předpokládat, že osoby s horší posturální stabilitou budou na vědomé kontrole postury více závislé. Ve studii Melzer (2001) se u starších jedinců, kteří v posturálně náročné situaci plnili kognitivní úkol, značně zvýšily posturální výchylky oproti plnění stejného úkolu v jednodušším postavení těla. U mladších jedinců (s lepší posturální stabilitou) nebyly rozdíly tak výrazné.

Taube (2006) ve své studii dokládá funkční význam kortexu nejen pro volní činnost, ale i pro rychlou a reflexní kontrolu držení těla a chůze. Podle jeho pozorování je počáteční svalová odpověď zprostředkována míšními drahami. Po 85 ms však může svalový výstup ovlivnit kortikální struktury prostřednictvím přímé projekce. Transkortikální reflexní smyčka pak hraje důležitou roli v zajištění posturální kontroly. Z asociační mozkové kůry je vybrána strategie, která je na subkortikální úrovni přeměněna v motorický program (Taube, 2006; Massion, 1992).

Existuje i vztah mezi posturální stabilitou a emocemi. Vliv limbického systému je zprostředkován retikulární formací (jejím descendentním systémem). Limbický systém ovlivňuje už klidový svalový tonus, kdy se uplatňuje i jeho spojení s autonomním nervovým systémem a příjem aferentních informací z periferie (Petrovický, 2008). Hillman (2003) ve své studii uvádí, že se výchyly těla v prostoru zvyšují v reakci na emočně zabarvené podněty. Naopak při negativním emočním podnětu je popisován „freezing“ fenomén (fenomén „ztuhnutí“) (Azevedo, 2005).

1.1.1.5 Adaptabilita nervových struktur na externí podněty

Žijeme v neustále se měnících podmínkách prostředí. Schopnost adaptace na tyto změny je základním předpokladem k udržení vzpřímeného držení těla. Kritickou strukturou CNS, která zajišťuje adaptační reakce, je cerebellum. Uvádí se, že při opakovaném podnětu se snižují posturální výchyly těla a pohybová reakce se stává efektivnější (Pai, 1999; Shumway-Cook, 2006; Horak, 1997). Podle Horak (1997) při prvním vychýlení (translaci podložky) je strategie udržení vzpřímeného postavení provedená s nadměrnou aktivací svalů. S počtem opakování (tréninkem) je prováděna s menším úsilím a přesto, že se nemění latence reakce svalů, velikost odpovědi se snižuje (zejména pak v antagonistických svalech). Jedinec má tendenci se naklánět ve směru předpokládané perturbace a snížit pohyb v kloubech. Tréninkem posturální kontroly v různých podmínkách a situacích můžeme celkově zlepšit posturální stabilitu pacienta (Horak, 1997; Pai, 1999).

1.1.1.6 Efektory posturální kontroly

Veškeré řídicí vlivy centrálního nervového systému se uplatňují prostřednictvím působení alfa-motoneuronů na efektory: svaly. Udržení postury je dáno schopností svalů koordinovaně reagovat na aktuální stav prostředí. Systém svalů fylogeneticky starších obsahuje převahu vláken tonického charakteru. Tento systém zajišťuje primitivní držení těla v novorozeneckém období a má tendenci k většímu napětí a zkracování. Naproti tomu svaly fylogeneticky mladší mají převahu vláken fázického typu a integrují se do posturálních mechanismů až od čtyř až šesti týdnů života. Jsou celkově slabší a mají tendenci k oslabení. Po zapojení této skupiny v rámci motorické

ontogeneze se začne vytvářet rovnováha tonické a fázičké složky svalového systému (Kolář, 2001).

Základem zajištění postury je svalová synergie. Jedná se funkční centrálně organizované vzorce svalové aktivity schopné reagovat na počáteční podmínky, vychýlení těla, cíl, s možností změny motorickým učením (Horak, 1997). Posturální svalové synergie jsou časoprostorově uspořádány tak, aby dokázaly vyvinout dostatečnou sílu k pohybu těžiště nad opěrnou bází a ke kontrole pohybu v jednotlivých kloubech při vychýlení těla. Například kotníková synergie (viz. další text) je následována aktivací svalů oblasti kolenního a kyčelního kloubu, ve snaze vyrovnat účinek pohybu hlezenního kloubu na kolenní a kyčelní kloub. Posturální odpověď, jak by se dalo předpokládat, nemusí být vždy zahájena na protahovaném svalu. Při náklonu povrchu s protažením svalů na prstech dolní končetiny mohou být nejprve aktivovány svaly v oblasti krku nebo paží. Vždy závisí na konkrétní situaci (např. přítomnost zábradlí, instrukcí, atd.) a rychlosti vychýlení (Horak, 1997).

1.1.2 Strategie posturální kontroly

Schopnost koordinovat vztah mezi bází opory a těžištěm těla vyplývá z kombinace reaktivních a anticipačních (proaktivních) balančních strategií (Maki, 1997). Massion uvádí (1992), že tyto strategie jsou flexibilní a mění se na základě vnějších podmínek a stavu našeho těla.

- **Anticipační balanční strategie**

Anticipační reakce mají minimalizovat narušení vzpřímeného držení těla, které by mohla způsobit předvídatelná disturbance (vychýlení). Adaptivní a anticipační složky se vytvářejí na základě předešlé zkušenosti. Uplatňují se před provedením volního pohybu. Dříve než 50 ms před aktivací „prime mover“ svalů (hlavních vykonavatelů zamýšleného pohybu) jsou aktivovány svaly kompenzující posturální výchyly. Jako příklad můžeme uvést anticipační aktivaci svalů dolních končetin, která předchází rychlému pohybu paží (Latash, 1998; Benvenuti, 1990; Massion, 1992; Shumway-Cook, 2006).

Tyto reakce jsou závislé na okolních podmínkách a úkolu. Anticipační reakce se liší od reaktivních posturálních reakcí tím, že jejich organizace je založena na předchozích zkušenostech s vychýlením při provedení úmyslného pohybu (Latash, 1998; Benvenuti, 1990; Massion, 1992).

- **Reaktivní balanční strategie**

Reaktivní strategie jsou popisovány jako reakce na neočekávané vychýlení. Na základě integrace informací ze sensorických systémů je spuštěna předprogramovaná reakce - svalová synergie, která zajistí udržení posturální stability. Tyto reakce jsou ovlivněny očekávanou rychlostí a směrem působící síly, výchozí pozicí jedince, posturálním záměrem a cílem volního pohybu. I v zajištění těchto reakcí se významně uplatňuje vliv mozečku a jeho schopnost zpětné vazby (feed back) (Latash, 1998; Shumway-Cook, 2006; Maki, 1997).

Posturální strategie rozděljuje Maki (1997) na “Fixed-Support” a “Change-in-Support”. Při prvních zmíněných strategiích je zajištěno udržení vzpřímeného stoje bez změny opěrné báze (BOS). “Change-in-Support” strategie se snaží pomocí pohybu končetin nalézt nový bod opory (Maki, 1997).

1.1.2.1 Fixed-Support strategy

V anterioroposteriorním směru patří mezi Fixed-Support strategie: kotníková a kyčelní. Kotníkovou strategii využívá podle Horak (2006) tělo k vyrovnání drobných výchytek při stoji na pevné podložce. Kyčelní strategie vyrovnává větší a rychlejší výchylky nebo se uplatňuje při stoji na úzkém či nestabilním povrchu, který neumožňuje vyvinout dostatečný otáčivý moment v kotníku (Horak, 2006).

Při kotníkové strategii se aktivují nejprve (s latencí asi 90-100 ms) distální svaly: m. tibialis anterior při vychýlení vzad a m. gastrocnemius při vychýlení vpřed. S latencí asi 20-30 ms pokračuje aktivace proximálněji uložených svalů: hamstringů a m. erector spinae při vychýlení vpřed a m. rectus femoris a břišních svalů při vychýlení vzad (Shumway-Cook, 2006).

Massion (1992) popisuje, že při větší perturbaci se jako první aktivují paraspinální svaly a hamstringy při vychýlení těla vzad (pohybu podložky vpřed) nebo břišní svaly a m. quadriceps femoris při vychýlení těla vpřed (pohybu podložky vzad).

Jednotlivé strategie se v reálných situacích většinou mísí, na pohyb v jednom kloubu musí nutně navázat pohyb v kloubu jiném. Kinematická analýza tohoto pohybu ukazuje, že pohyby horního trupu v jednom směru jsou spojeny s pohyby v kyčelním a kolenním kloubu ve směru opačném. Díky této složité multikloubní koordinaci zůstává vychýlení center of gravity (vertikální projekce těžiště těla do podložky, dále COG) poměrně malé (méně než 2 cm). Bez její existence by se dalo očekávat vychýlení COG až 9 cm (Massion, 1992; Shumway-Cook, 2006; Horak, 2006; Winter, 1995).

K udržení mediolaterální stability se odehrávají pohyby hlavně v kyčelním kloubu (což je podmíněno jeho kulovým tvarem). Na rozdíl od udržování anteroposteriorní stability jsou svaly aktivovány v proximodistálním směru. Při přenosu váhy z jedné končetiny na druhou se zapojují abductory (m. gluteus medius, m. tensor fascia latae) a adduktory kyčle. Při stoji v tandemu je vidět větší aktivita svalů účastnících se inverze a everze chodidla. Drobné výchyly jsou pak vyrovnávány laterální kotníkovou strategií (Winter, 1995; Shumway-Cook, 2006).

1.1.2.2 Change-in-Support strategy

Maki (1997) popisuje dva typy Change-in-Support strategií: strategie využívající pohybů dolních končetin - stepping (kroková strategie) a pohybů horních končetin - grasping (úchopovací strategie). Díky těmto strategiím je tělo schopné zvětšit opěrnou bázi a stabilizovat polohu těžiště. Dříve se mínilo, že tyto strategie jsou používány pouze při vychýlení těžiště mimo opěrnou bázi. Novější provedené studie ukazují, že tomu tak není (Maki, 1997).

Přesně neznáme, jakým způsobem řídí CNS krokovou strategii. Předpokládá se, že základní sekvence svalové aktivace jsou stanoveny stejnými centrálními vzorci

generátorů zapojených do kontroly chůze. Zahájení a velikost odpovědi může pak zahrnovat transkortikální a subkortikální cesty podobné těm, které řídí Fixed-Support strategie (Maki, 1997).

Při udržení anteroposteriorní stability je využíván krok (popř. více kroků) vpřed a vzad. Udržení mediolaterální stability je dosaženo překřížením končetiny ve směru vychýlení končetinou kontralaterální, pohybem kontralaterálního chodidla mediálně s následným pohybem vychýlené končetiny laterálně nebo krůčky vychýlené končetiny do strany (Maki, 1997).

Hlavním cílem grasp strategie je nalézt místo, kde bychom se mohli zachytit a zabránit pádu. Jedná se o poměrně složitý úkol, proto je tato strategie velmi citlivá na změny v CNS. Trajektorie pohybu paže je závislá na směru vychýlení a místě, kde je možné se zachytit (Maki, 1997).

1.1.2.3 Změna pohybové strategie

Degrees of freedom (stupně volnosti) jsou (Berstein in Kelso, 1982) definovány jako rozměry, ve kterých se může systém nezávisle měnit. Náš organismus je systém s mnoha stupni volnosti. Redundance stupňů volnosti posturálního systému umožňuje našemu organismu zachování rovnováhy a adaptaci na změněné vnitřní i vnější podmínky (Ko, 2001). Horak (1997) uvádí, že už jen změna počátečního nastavení těla vede k použití jiné posturální strategie. Autoři se shodují, že při poškození určité části těla jsme schopni vyvinout a na základě schopnosti učení a paměti dále používat nové strategie k udržení posturální stability. Do těchto strategií se musí nutně zapojit i jinak méně aktivní prvky (Massion, 1992; Ko, 2001).

CNS vybírá pohybové strategie tak, aby zajistil co nejefektivnější a nejúčelnější dosažení cíle pohybu (Dvořák, 2005). Ve vytváření nového pohybového programu je nutné přímo ovlivnit CNS. Při terapii se může využívat feedback (zpětná vazba) tj. vnímání změn probíhajících v pohybovém aparátu (Véle, 2006; Latash, 2006). Jak uvádí Latash (2006) v posturálním učení se uplatňuje, jako i např. při tréninku bimanuální zručnosti, abstraktnost a možná převoditelnost do jiných situací.

Zjednodušeně by se dalo říci, že při nácviku balančních aj. aktivit s použitím určitých nových pohybových vzorů, se tyto mohou uplatnit i v dalších možných jiných podmínkách. Je však potřeba dosáhnout určitého stupně automatizace provedení pohybu (převod řízení na subkortikální úroveň).

U pacienta po ztrátě určité pohybové funkce probíhá tvorba náhradních pohybových programů zčásti automaticky. Ty však vyhovují jen nejnútnejším požadavkům. Často dochází k vytvoření kompenzačních mechanismů přetěžujících zachovalé struktury a vznik sekundárních příznaků. Proto změna pohybových strategií vyžaduje odborný dohled (Véle, 2006).

1.2 Intersegmentální koordinace

1.2.1 Řízení intersegmentální koordinace při lokomoci

Lokomoce nemá primárně reflexní charakter, může probíhat i bez signalizace z periferie. Při porušení propiocepce je však normální lokomoční cyklus silně alterován. Krokový cyklus je programovaný sítí interneuronů ve spinální míše; central pattern generators (centrální generátory vzorců pohybu, CPGs). CPGs produkují, jak nasvědčuje název, připravený vzorec neurální aktivity (centrální motorický program). Aktivace CPGs se děje signálem z mesecephalické lokomoční oblasti (mesencephalic locomotor region) a retikulární formace (Králíček, 1995; Smith, 1996). Na řízení lokomoce se podílí nejen jádra retikulární formace, ale svým spojením se spinálními lokomočními centry i vestibulární jádra a mozeček. Motorická kůra se zapojuje do řízení lokomoce, pokud je vyžadována její preciznost a adaptabilita. Role supraspinálních oblastí je u bipedální lidské lokomoce větší než u lokomoce kvadrupedů. Bipedí mají menší opěrnou bázi a výše uložené těžiště než kvadrupedi (Reisman, 2010).

Svaly končetin jsou kontrolovány rozdílnými CPGs, jejichž aktivita je vzájemně koordinována. Umožňuje to měnit charakter pohybu, např. rychlost (chůzi v běh), změnu směru (zepředu dozadu), aj. (Enoka, 2002).

Horizontálními intersegmentálními komisurálními spoji v míše je zajištěna recipročním způsobem koordinace mezi oběma končetinami. Aktivace svalu na jedné straně těla inhibuje aktivitu symetrického svalu druhé poloviny těla. Vztahy mezi dolními a horními končetinami jsou umožněny díky vertikálním intersegmentálním spojům. Tyto spoje tvoří základní rámec alternovaných pohybů podléhajících kortikální a subkortikální kontrole (Véle, 2006).

1.2.2 Interkončetinová koordinace

U člověka je pohyb vpřed organizován ve zkříženém vzoru (Véle, 1997). Řada autorů podporuje názor, že bipedální lokomoce je postavena na prvcích kvadrupedální koordinace (Dietz, 2002; Zehr, 2007b; Patrick, 2009). Pohyb jednoho páru končetin (přední - horní končetiny) je koordinován s pohybem druhého páru (zadní - dolní končetiny) (Patrick, 2009). Dietz (2002) uvádí, že během lokomoce probíhá kortikospinální excitace motoneuronů horních končetin nepřímo prostřednictvím propriospinálních okruhů v krční míše. Jak bylo nastíněno v předchozí kapitole, propriospinální okruhy spojující cervikální a thoracolumbální úseky míchy, zajišťují interkončetinové reakce během pohybu.

1.2.2.1 Neurální organizace interkončetinové koordinace

V řízení lokomoce, kde hrají dominantní roli lumbální úseky, je popisován tzv. kaudorostrální vzestupný excitační mechanismus (Zehr, 2007a, 2007b). Jak ale zjistil Juvín (2005) ve své studii prováděné na izolované páteřní míše obratlovců, při přerušení v oblasti hrudní míchy jsou cervikální generátory schopné i bez vlivu lumbálních generátorů nadále vlastní aktivity a generování rytmických pohybů předních končetin. Při lokomoci jsou cervikální úseky synchronizovány podle aktivity úseků lumbálních. Při normální rychlosti chůze je synchronizace generátorů 1:1. Pokud je rychlost pohybu větší než 0,7-1 m/s dochází v 50 % případů k synchronizaci cervikálních : lumbálních generátorů 2:1 (Carpinella, 2010).

I když cervikální generátory nejsou pro bipedální lokomoci rozhodující, přispívají k jejímu optimálnímu průběhu (Zehr, 2007b). Informace z dolní končetiny kontaktující

podložku se přenáší zmíněnými propriospinálními okruhy vzestupně k horním končetinám. Ty se u člověka neúčastní lokomoce ve smyslu uzavřeného kinematického řetězce, ale participují na dynamice pohybu vyrovnáváním rotačních, torzních momentů vznikajících bipedální lokomocí (Dietz, 2002; Véle, 1997; Zehr, 2004).

Nejen dolní končetiny ovlivňují aktivitu končetin horních, ale je tomu i naopak. Aktivitou horních končetin jsou sice v menší míře, ale prokazatelně stimulovány svaly dolních končetin (Zehr, 2007a; 2007b; Haridas, 2003). Tato aktivace pochází především z dlouhých sestupných propriospinálních spojů a vykazuje střední latenci (80-120 ms) (Haridas, 2003).

Ukazuje se, že i hrudní segmenty míchy mají větší význam, než se původně předpokládalo. Nejsou jen spojovacím článkem mezi cervikálními a lumbálními generátory. Nedokážou sice izolovaně generovat vzruchy, ale jsou rytmicky aktivní s lumbálními generátory. Aktivní přispění hrudních segmentů v kaudorostrální excitaci můžeme vidět už u nižších obratlovců, kde přispívají všechny segmenty stejnou měrou k pohonu těla (například při plavání vlněním). U vyšších obratlovců; kvadrupedů a bipedů; dochází excitací hrudních segmentů ke kompenzačním pohybům axiálního svalstva, které vyrovnávají a propojují pohybující se končetiny během lokomoce (Juvin, 2005).

Zehr (2007a) ve své studii zabývající se interkončetinovými reakcemi během různých cyklických pohybů uvádí, že nejen chůze vpřed ale např. i chůze vzad a jiné rytmické pohyby dolních a horních končetin jsou řízeny na základě stejných neurálních okruhů a stejnými centrálními pohybovými generátory.

1.2.2.2 Svalové řetězce mezi končetinami

Vzájemnou fyzikální a funkční vazbou několika svalů nebo smyček vzniká svalový řetězec. Řetězců může pracovat současně několik nebo CNS umožní sekvenční zapojování jednotlivých článků systému podle přeprogramovaného timingu. Existují

svalové řetězce propojující přes trup dolní a horní končetinu. Různí autoři používají různé modely svalových řetězců (Richter, 2009). Véle (2006) uvádí uvedené rozlišení.

Zkřížené dlouhé řetězce trupu:

- Zadní

Humerus - m. latissimus dorzi - fascia thoracolumbalis – páteř - crista iliaca (druhá strana) - fascia glutea - m. gluteus maximus - fascia lata - m. tensor fasciae latae - koleno druhé strany.

- Přední

Humerus jedné strany - m. pectoralis major - fascie přední plochy hrudníku (pochva břišních svalů na druhou stranu trupu) - mm. obliqui abdominis – ligamentum inguinale - fascie stehenní - fascia lata - m. tensor fasciae latae - koleno druhé strany.

Spojení horní končetiny s dolní přes lopatku

Scapula - m. serratus ant. - m. obliquus abdominis externus - m. obliquus abdominis internus (kontralaterální) - m. adduktor longus + m. biceps femoris - fascia cruris – tibia - m. peroneus longus - os. cuneiforme I.

Následkem porušení integrity uvnitř svalového řetězce je nerovnováha těla. Menší aktivita části systému, může být kompenzována zvýšením aktivity jiné části. Při snaze o ovlivnění funkce systému se zaměřujeme nejen na postiženou část, ale na koordinaci mezi prvky celého řetězce (Véle, 2006). Véle (2006) uvádí, že každá pohybová reakce má řetězový charakter. Podle přeprogramovaného rámcového pohybového vzoru za sebou vedoucí články řetězce „táhne“ další články. Díky fenoménu iradiace podráždění můžeme rozšířit aktivitu ze silnějších částí na celý svalový řetězec a můžeme působit na ostatní části řetězce indirektivním způsobem (Adler, 2008). Svalový řetězec není tedy dán jen svým anatomickým strukturálním podkladem, ale má základ i v druhově specifickém rámcově daném pohybovém vzoru (Véle, 2006).

1.2.3 Funkční propojení horních a dolních končetin v posturální ontogenezi

V první fázi motorické posturální ontogeneze se vyvíjí schopnost držení osového aparátu - nalezení opory. Na to navazuje cílená fázická hybnost - lokomoce, která je podmíněná střídáním nákročné a opěrné funkce. V průběhu posturálně-pohybového vývoje člověka dochází k funkčnímu dozrávání pohybové soustavy kraniokaudálním směrem. Do lokomoce se tedy zapojuje primárně ramenní pletenec. Ve 3. měsíci života se v poloze na zádech objevuje úchop (resp. nárok) horní končetinou laterálně. Ve 4,5 měsících vzniká možnost úchopu jednou horní končetinou do kvadrantu druhé oporné horní končetiny. Dochází k propojení diagonálních břišních řetězců horního a dolního trupu. V 5. a 6. měsíci na to navazuje otáčení - ipsilaterální vzor v lokomočním projevu. V poloze na břiše se objevuje diferenciací nároku a opory po 4. měsíci. Ve 4,5 měsících se objevuje kontralaterální pohybový vzor (Kolář, 2009; Vystrčilová, 2006; www.rl-corporus.cz, 2003).

Ve třetím trimenonu se spojuje vývoj z polohy na zádech a na břiše. V 7,5 měsících je lokomočním projevem plížení. Probíhá jen za účasti horních končetin. Dítě vertikalizuje do šikmého sedu. V 8. měsíci začíná kvadrupedální lokomoce v horizontále a v 9. měsíci s vertikalizací do stoje i ve vertikále (za pomoci přidržení se horními končetinami např. nábytkem). Mezi 10.-12. měsícem se vyvíjí bipedální lokomoce (Kolář, 2009; www.rl-corporus.cz, 2003).

V prvním roce života zajišťuje pletenec ramenní primárně lokomoci. Funkčním spojením pletence pánevního s nohou a vývojem bipedální lokomoce je umožněn rozvoj funkce úchopu a manipulace horní končetiny. Pletenec ramenní však svoji lokomoční funkci neztrácí. Tato funkce je pouze zasunuta za primární funkce manipulace a úchopu. Můžeme předpokládat, že při zhoršení funkce dolních končetin; hlavního aktéra udržení balance; se horní končetiny mohou opět stát důležitým nástrojem zajištění posturální stability (Vystrčilová, 2006; Vojta, 1995).

Čápková (2008) používá pojem tzv. klíčových kloubů - kloubu kyčelního a ramenního. Centrování postavení těchto kloubů je základním předpokladem pro

fyziologický průběh lokomoce. Aferentní informace pocházející z klíčových kloubů mají zásadní význam při budování atitudy v rámci strategie motorického chování. Lopatka a glenohumerální kloub jako startér primární vertikalizace je místo, ze kterého můžeme významně facilitovat oporu a pohyb dolní končetiny (Čápková, 2008).

Na zavedení opory o horní končetinu, která předchází fázickému pohybu, se uplatňuje nejvíce aktivita m. triceps brachii, zadní část m. deltoideus, m. teres major a m. latissimus dorzi. Zajištění centrování postavení s vyvážením abdukce a rotace zajistí koordinovaná aktivita svalů rotátorové manžety. Vzprímení humeru se děje díky koaktivitě m. brachialis, m. brachioradialis, m. triceps a biceps brachii. M. pectoralis major naklápí hrudník směrem k humeru proti aktivitě zevních rotátorů a mm. rhomboidei. Přes diagonální svalové řetězce trupu je ovlivněna aktivita svalů pánve a dolní končetiny (Čápková, 2008; Vojta, 1995).

1.2.4 Zapojení horních končetin při lokomoci

Při bipedální lokomoci se zapojují horní končetiny ve zkříženém vzoru, tento pohyb můžeme nazvat pohybem sdruženým. Přes neuronální spojení je během cyklických pohybů jako je lokomoce zajištěna fáze-dependentní spolupráce mezi horními a dolními končetinami (Huang, 2004; Smith, 1996). V průběhu lokomoce jsou přenášeny exteroceptivní informace mezi horními a dolními končetinami. V případě změny na jedné dolní končetině způsobené např. nerovností terénu reagují ostatní končetiny tak, aby vyrovnaly výchýlení a umožnily hladký průběh lokomoce (Haridas, 2003; Zehr, 2007b).

Pohyb horních končetin vpřed pochází při nízké rychlosti chůze z pasivních kloubních struktur a vlivu gravitace. Při zášvihu horní končetiny se aktivuje zadní a střední m. deltoideus, m. latissimus dorzi a m. teres major. Aktivace m. triceps brachii se objevuje až se zvyšující se rychlostí chůze. Posteriovní muskulatura se podílí i na deceleraci dopředného švihu (Smith, 1996; Zehr, 2003).

Zášvih horní končetiny je spojen se švihovou fází ipsilaterální dolní končetiny (viz Příloha 1, str. 102). Ve chvíli dopadu paty je kontralaterální horní končetina v poloze před tělem, horní trup stojné horní končetiny je rotovaný vzad. Při stojné fázi se kontralaterální horní končetina postupně přesouvá vzad. Tímto pohybem je usnadněna a zrychlena kontrarotace pánve a horního trupu a dochází ke švihu ipsilaterální dolní končetiny (Zehr, 2007b; Adler, 2008).

Znalost interkončetinových reflexních okruhů vede řadu autorů k myšlence, jak tyto reflexy využít v reedukaci chůze osob s postižením dolních končetin. Shodují se na tom, že pohybem horních končetin facilitujeme aktivitu končetin dolních. Např. již zmíněným recipročním zášvihem horní končetiny můžeme pomoci iniciovat švihovou fází dolní končetiny (Huang, 2004; Zehr, 2004, 2007b; Haridas, 2003).

1.2.5 Zapojení horních končetin v posturálních strategiích

Při náhlé ztrátě rovnováhy (např. uklouznutí, strčení, nerovnosti terénu) jsou pohyby paží používány jako ochranný mechanismus, aby se zabránilo případnému zranění (v první řadě hlavy) z pádu nebo mohou být zapojeny do aktivní balanční strategie k opětovnému získání rovnováhy. Jak již bylo nastíněno v předchozím textu, informace z dolní končetin kontaktující podložku se přenáší přes propriospinální dráhy a jsou aktivovány horní končetiny (Zehr, 2007a, 2007b).

Studie Marigolda et al. (2003) zabývající se aktivitou horních končetin během balančních reakcí při uklouznutí uvádí, že svaly horních končetin jsou aktivovány současně se svaly končetin dolních (obojí s latencí asi 140-150 ms, podle Grina (2007) 106 ms). Při vychýlení těžiště dozadu (v důsledku uklouznutí a padání vzad) dochází k elevaci a pohybu paží anteriorně a laterálně (kroužení paží zezadu dopředu, někdy stačí k zajištění opětovné stability pouze vykonání půloblouku). Paže jsou při pádu tělem roztáčeny směrem zepředu dozadu. Opačným pohybem dochází ke zpomalení vychýlení trupu vzad, dojde k napřímení trupu, posunu těžiště anteriorně a znovunabytí rovnováhy. Při padání vpřed je tomu opačně. Tělo roztáčí horní končetiny dopředu. Otáčením zepředu dozadu dosáhneme vyrovnání vychýlení (viz Příloha 1, str. 103) (Troy, 2009; Marigold, 2003; Latash, 1998).

Obdobně je tomu při laterálním vychýlení. Elevační pohyb kontralaterální paže a točení ve směru padání pomáhá snížit rychlost vychýlení těžiště a jeho vyrovnání. Naopak pohyb ipsilaterální paže ještě zvýší rychlost vychýlení a destabilizaci těla. Například vychýlení vpravo způsobí nejprve rotaci trupu doleva a poté je pohyb vyrovnán rotací vpravo. Pánev nejprve rotuje doprava s pohybem podložky a poté je snaha rotaci vpravo redukovat. Pohyb levé paže v tomto případě podpoří vyrovnání těžiště těla. Při pohybu ipsilaterální paže je posílena rotace trupu vlevo (iniciovaná předtím již pohybem podložky), pánev je ještě více vychylována vpravo a dochází k podpoření destabilizace (viz Příloha 1, str. 103) (Grin, 2007).

Řada autorů naznačuje, že reakce horních končetin je závislá na velikosti vychýlení těžiště. Při menších výchylnkách, kdy je situace zvládnutelná na úrovni strategií dolních končetin, je patrná minimální aktivita svalů horních končetin (Latash, 1998; Marigold, 2003; Troy, 2009). Santos (2009) uvádí, že vyšší aktivita horních segmentů těla se objevuje při nepředvídatelné perturbaci. Centrální nervový systém v takovém případě využívá proximo-distální schéma aktivace svalů. První jsou aktivovány svaly horních končetin, následují je svaly trupu. Je snaha nejprve obnovit rovnováhu horní části těla, teprve poté vertikální orientaci těla. V případě předvídatelné perturbace je tomu podle něj opačně. Fitzpatrick (1992) pozoroval reflexní aktivitu horních končetin hlavně při rychlých perturbacích nebo při pomalých nepředvídatelných perturbacích. O této problematice se ve své studii zmiňuje i McIlroy (1995). Udává, že aktivita horních končetin v reakci na posturální vychýlení není nespécifická, ale modulovaná na základě velikosti podnětu a výchozích podmínek.

1.2.6 Posturální stabilita při volní aktivitě horních končetin

Kaminski (2007) uvádí, že horní končetiny, trup a dolní končetiny pracují jako funkční jednotka nejen v rámci posturálních strategií, ale existuje podobná dosahová synergie přiblížení těla k předmětu. Dosahové a posturální synergie závisí na schopnosti jednotlivých článků systému přispět ke splnění úkolu. Pokud je dosahovaný předmět blízko (k jeho dosažení stačí délka horních končetin) pohyb zahajují horní končetiny a dolní se přidávají až poté k zajištění posturální stability. Pokud je předmět umístěn dále, zahajují pohyb dolní končetiny, aby tělo přiblížilo,

a pak teprve se přidávají končetiny horní. Posturální synergie je modifikována pro nutnost asistence dolních končetin ke splnění úkolu (Kaminski, 2007).

Za normálních okolností je hlavním cílem posturálního systému minimalizovat výchyly těžiště. Pokud je však potřeba se přesunout k cíli, je těžiště těla systémem přesouváno tak, aby ho bylo dosaženo. Posturální činnost a volní dosahová aktivita horních končetin spolu úzce souvisí (Kaminski, 2007). Interkončetinové reakce jsou modulované na základě volního záměru (Haridas, 2003).

1.2.7 Posturální chování jedince po transtibiální amputaci

Počet amputovaných v posledních desetiletích stoupá. Nejčastějšími indikacemi k amputaci jsou cévní onemocnění, úrazové a onkologické stavy. Téměř dvě třetiny amputovaných tvoří pacienti s diabetes mellitus nebo ischemickou nemocí dolních končetin (Kálal, 2005; Smith, 2004).

1.2.8 Protetické vybavení pacienta po transtibiální amputaci

Tradiční operační postup u transtibiální amputace je použití dlouhého zadního laloku dle Burgesse. Při tomto postupu jsou zachovány tibia i fibula (asi o 1 cm kratší než tibia) včetně svalů. Novými postupy jsou sagitální řez dle Perssona a ultratenký pahýl dle Brücknera (Kubeš, 2005). Lenka a Tiberwala (2010) uvádí, že největší stabilitu ve stoji a při chůzi poskytuje uživateli pahýl střední délky.

Po amputaci dolní končetiny zůstává pacient relativně krátkou dobu několika dnů až týdnů na chirurgickém pracovišti. Poté následuje ve většině případů následná rehabilitační péče. Vertikalizace pacienta začíná bez protézy již v prvních dnech po operaci. Postupy vybavení protézou se liší na každém pracovišti. Většinou se začíná prvovybavením pacienta standardní sestavou protézy a poté je pro pacienta vytvořena, dle stavu pahýlu a aktivity uživatele, protéza trvalá. Protéza se skládá z lůžka a periferie protézy, v případě transtibiální amputace tubulárního skeletu a chodidla. Vlastnosti protézy jsou dány vzájemným uspořádáním jednotlivých částí

a uspořádáním vzhledem k tělu pacienta. Je snaha najít takový typ protézy, aby co nejvíce vyhovoval nárokům uživatele (Matějčík, 2005; Pejšková, 2010).

- **Protetické chodidlo**

Na ovlivnění stoje a chůze se z celé bércevé protézy asi nejvýznamněji uplatňuje typ chodidla. Nejznámější klasický typ pevného chodidla je SACH (Solid Ankle Cushion Heel). Bývá využíváno u osob s nižším stupněm aktivity. Dynamická chodidla dokáží při chůzi ukládat energii a využívat ji při švihové fázi kroku. Existují různé typy dle použitého materiálu a možnosti pohybu v hlezenním kloubu protetického chodidla. Větší pohyblivost zvyšuje nároky na stabilizaci, proto jsou tato chodidla určena pro pacienty s vyšším stupněm aktivity (Matějčík, 2005; www.ottobock.cz).

Vliv na posturální nastavení a biomachaniku chůze má konečné nastavení lůžka protézy a protetického chodidla, které provádí většinou protetik ve spolupráci s pacientem. Podle Fridmana (2003) může být velmi variabilní ve všech rovinách. Ve své studii uvádí, že např. nadměrná zevní rotace chodidla vede k výrazným změnám ve stoji, v délce kroku i ve vzorci chůze. Kyčelní kloub vykazuje u takového nastavení tendence ke kompenzační vnitřní rotaci. Pokud je chodidlo nastaveno do dorzální flexe, zkracuje se stojná a švihová fáze chůze. Dorzálně flektované chodidlo během pozdní fáze stoje zrychluje pohyb těla vpřed (Svoboda, 2007). Přílišná plantární flexe má za následek výrazné snížení posturální stability (Isakov, 1994).

- **Pahýlové lůžko**

Dalším významným prvkem protézy je pahýlové lůžko, které vytváří spojení mezi pahýlem a zbytkem protézy. Lůžko hraje důležitou roli při přenosu zatížení mezi uživatelem a protézou, upevnění protézy a zlepšuje uživatelský komfort (Rosický, 1999). Lůžko je stavěné tak, aby byla spíše než laterální část s hlavičkou fibuly zatěžována část mediální. Zároveň je v 5-10 stupňové flexi proti sklouzávání. Seymour (2002) uvádí dva používané typy protetických lůžek u transtibiálně amputovaných :

PTB - Patellar Tendon Bearing Socket a TSB - Total Surface Bearing Socket. První uvedené lůžko má hlavní zátěž na šlaše m. quadriceps femoris, druhé zatěžuje celý pahýl rovnoměrně. Oblast lůžka je pro amputovaného pacienta velmi rizikovým a klíčovým místem. Gailey (2008) uvádí, že většina amputovaných trpí bolestmi v oblasti pahýlu (zvláště pak v oblasti jizvy a kostních výběžků). Příčiny řady problému přímo souvisejí s užíváním protézy. Můžeme říci, že bezbolestnost a dobré padnutí pahýlového lůžka je základním předpokladem pro nošení protézy, správné zatížení amputované dolní končetiny a předcházení sekundárním komplikacím (přetížení zdravé dolní končetiny, bolesti zad, aj.) (Gailey, 2008).

1.2.9 Posturální kontrola po amputaci dolní končetiny

Aruin a Latash (1997) shrnují hlavní změny, se kterými se potýká člověk po amputaci, do čtyř bodů:

1. Oslabení zachovalé části amputované dolní končetiny, dominance zdravé dolní končetiny, změny posturálního nastavení.
2. Změna biomechaniky dolních končetin, nutnost úpravy stávajících strategií pro pohyb a posturální kontrolu.
3. Ztráta aferentního inputu amputované dolní končetiny.
4. Sekundární adaptivní změny kortikální projekce segmentů těla.

1.2.9.1 Dominance zdravé dolní končetiny

U amputovaného se zvyšuje zatížení intaktní dolní končetiny. Asymetrie v rozložení váhy je patrná už při klidném stoji. Těžiště těla je u amputovaného posunuto více ke zdravé dolní končetině a lehce nahoru. Ještě více se zvyšuje role zdravé dolní končetiny při zvětšení balančních nároků a chůzi. Zdravá dolní končetina má tendenci při lokomoci zevně rotovat a pohybovat se směrem ke středové ose. Svaly dolní končetiny na intaktní straně jsou aktivnější a tato končetina také rychleji reaguje na vychýlení (Vrieling, 2008; Aruin, 1997). Vrieling uvádí (2008), že je zdravá dolní končetina schopna dvakrát větších exkurzí center of pressure (COP, působiště vektoru

reakční síly podložky) oproti amputované straně. Rychlost změny COP je u zdravé končetiny až 3,5 krát větší než u amputované.

Jiné postavení v kloubu a větší zátěž může způsobit na zdravé dolní končetině komplikace jako je osteoartróza. Na druhou stranu riziko osteoartrózy je vyšší i na amputované straně, protože při chůzi chybí kotník a chodidlo přizpůsobující se změnám terénu a otřesy jsou přenášeny přímo na kolenní a kyčelní kloub (Gailey, 2008; Kulkarni, 1998).

Asymetrie v zatížení dolních končetin a posun těžiště se přenáší i na posturální nastavení trupu. Stejně jako u svalů dolních končetin byla pozorována vyšší aktivita ve svalech trupu na neamputované straně (Vrieling, 2008). Aruin (1997) však popisuje, že v oblasti trupu vykazují svaly více symetrické vzorce aktivity než svaly dolních končetin. Podle Gaileye (2008) je častým problémem i rozdílná délka zdravé dolní končetiny a končetiny s protézou. Uvádí se, že pouhých 15% pacientů s transtibiální amputací nosí protézu, která zajišťuje symetrickou délku se zdravou dolní končetinou. Diskrepance v délce končetin způsobuje kompenzační vybočení pánve ve frontální rovině, rotaci v rovině sagitální a lumbální skoliózu. Uvedené změny způsobují u řady amputovaných chronické bolesti zad, zvláště bederní páteře. Na druhou stranu kratší délka oprotézované končetiny působí subjektivně větší stabilitu (Gailey, 2008; Isakov, 2000).

1.2.9.2 Posturální strategie a chůze u transtibiálně amputovaných

Vaníček (2009) uvádí, že testovaní pacienti po amputaci dolní končetiny, adaptovaní na protézu a bez poruch čítí vykazovali v její studii v klidném stoji posturální výchylky srovnatelné s kontrolní skupinou. Výraznější rozdíl se objevil až při alteraci senzorických informací nebo při zvýšení posturálních nároků.

Aby bylo zajištěno udržení posturální stability ve změněných podmínkách po amputaci dolní končetiny, zvyšuje se podle Aruina (1997) role intaktního hlezenního kloubu. Noha a kotník protézy vykazují vyšší mechanickou tuhost ve směru anteroposteriorním. Proto je patrná vyšší aktivita zdravé dolní končetiny

při vyrovnávání výchylek právě v tomto směru (Lenka, 2010). U amputovaných jsou využity jiné posturální svaly v kompenzačních strategiích a vznikají nové anticipační strategie, které se podílí na vyrovnání asymetrií vzniklých v rámci amputace (Aruin, 1997).

Transtibiálně amputovaný pacient ztrácí možnost používat při vyrovnávání výchylek amputované dolní končetiny pohyby v kotníku a aktivitu drobných svalů nohy. Proto jsou aktivovány svaly proximálnější, které by se jinak v takové míře nezapojily (Viton, 2000). U zdravého člověka při přenášení váhy z jedné nohy na druhou iniciuje pohyb m. gastrocnemius medialis, u amputovaného se aktivuje sval proximálnější m. tensor fasciae latae (Mouchnino, 2006). Dalším příkladem mohou být změny patrné při chůzi. U zdravého člověka jsou hlavním generátorem energie plantární flexory. U amputovaného se dostávají do popředí extenzory kyčle. Tato strategie provedení chůze je méně efektivní a více energeticky náročná (Aruin, 1997).

Kvalita chůze závisí na mnoha faktorech: bolestivosti pahýlu, optimálně padnoucí objímce protézy, typu chodidla protézy a mnoha dalších. Objevuje se tendence odlehčovat amputovanou dolní končetinu, která je spojená s náklonem trupu směrem od amputované strany (Seymour, 2002). U amputovaných se podle Isakova (2000) zvyšuje délka kroku a doba švihové fáze, zároveň se objevuje tendence zkracovat stojnou fázi (zvláště fázi jedné opory) na amputované straně. Významné rozdíly jsou patrné při heel strike (úderu paty). U amputovaných byla podle studie provedené Isakovem (2000) až čtyřikrát větší aktivita hamstringů než m. quadriceps femoris (u zdravého je pozorována méně než dvojnásobná). Příčinou může být podle autorů studie větší flexe v kolenním kloubu (tudíž i větší flekční moment) v první fázi stoje při chůzi o protéze. Při stoji a švihové fázi byla aktivita flexorů i extenzorů kolenního kloubu na obou končetinách téměř shodná (Isakov, 2000).

Přizpůsobení se drobným výchytkám terénu zajišťuje při chůzi u zdravé dolní končetiny laterální kotníková strategie. U amputovaného musí být nahrazena pohyby proximálnějších částí; trupu, případně horních končetin (Hof, 2007).

1.2.9.3 Ztráta senzorké informace

Ztráta přísunu aferentních stimulů z plosky nohy se zdá jako zásadní problém znesnadňující udržení balance. Podle Véleho (2006) mají informace z chodidel sice významnou roli ve stabilizaci vzpřímeného držení těla, ale mohou být nahrazeny informacemi z osového orgánu. Předpokládá, že proximální oblasti mají daleko vyšší počet receptorů než distální a jejich přínos na stabilizaci je proto větší (např. někteří pacienti dokážou i po amputaci obou dolních končetin, chodit bez oporné hole) (Véle, 2006).

Horak (2006) uvádí, že pokud je z různých příčin snížen somatosenzorický input, stává se člověk více závislý na vizuálních a vestibulárních senzorkých informacích. U amputovaných bylo pozorováno, že po zhruba osmi měsících rehabilitačního programu se tento stav upravuje a závislost na zrakové kontrole se výrazně snižuje. Na základě tohoto poznatku vznikla řada hypotéz, proč tomu tak je. Jedna z nich např. předpokládá zvýšení citlivosti neamputované dolní končetiny nebo zvýšení citlivosti pahýlu. Tyto hypotézy však proběhlé studie nepotvrdily. Naopak naznačují, že CNS má tendenci v rámci adaptačních mechanismů vyrovnávat malé změny citlivosti zdravé i amputované dolní končetiny (Kavounoudias, 2005). Kavounoudias (2005) zjistil, že u pacientů na amputované dolní končetině je oproti kontrolní zdravé skupině mírně snížena kinestezie. Stejně tak tomu bylo i na jejich zdravé dolní končetině.

Studie, kterou provedla Vaníček (2009), uvádí, že pacienti po amputaci dolní končetiny s horší posturální stabilitou při balanci ve vzpřímeném stoji více spoléhají na vizuální stimuly, u pacientů s lepší posturální stabilitou není preference zraku tak výrazná. Rozdíly mohou být patrné u pacientů amputovaných z vaskulární a traumatické příčiny. První uvedení mohou mít horší posturální stabilitu způsobenou somatosenzorickým deficitem na dolních končetinách. Pacienti amputovaní z vaskulární příčiny bývají také vyššího věku. S tím je spojená horší adaptace na protézu a zvládnání energetických nároků spojených s jejím užíváním (Rommers, 1996).

1.2.9.4 Kortikální reorganizace

Nervový systém má schopnost se vyvíjet, reagovat a přizpůsobovat změnám vnitřního i zevního prostředí (Trojan, 1997). Změna v periferní aferentaci se promítá do změn v centrálních strukturách. Zmiňuje se o tom např. studie Merzenicha (1984) provedená na primátech, kdy se po amputaci prstu změnila somatosenzorická korová reprezentace. Na areae amputovaného třetího prstu v kůře mozku se rozšířily areae druhého a čtvrtého prstu (Merzenich, 1984). Další studie provedené transkraniální magnetickou stimulací u pacientů s amputací dolní či horní končetiny potvrzují, že reorganizace probíhá v CNS především na kortikální úrovni. V první řadě dochází ke změnám v somatosenzorickém kortexu a až sekundárně v motorickém (Knecht, 1998; Chen, 1998; Karl, 2001). Ztracená část je postupně vyřazována z pohybového schématu. Proto je v terapii pacientů po spinálních traumatech, ve snaze zabránit tomuto fenoménu, využívána aktivace kortikálních center aferentní stimulací, ale také stimulační cvičení představě (Roy, 2009). Přeneseno na problematiku amputovaných je dobré stimulovat už před opotézováním opornou funkci amputované dolní končetiny a vybavit pacienta co nejdříve protézou. Neuroplastické změny jsou zatím ještě studovány a jejich přesný průběh je stále nejasný.

1.2.10 Strategie rehabilitace u transtibiálně amputovaných

V rehabilitaci pacientů po amputaci dolní končetiny je primární starostí péče o pahýl. Pahýl správného tvaru a délky bez kontraktur umožní optimální přenos síly na protézu. Ideální je pahýl cylindrického lehce kónického tvaru s co nejkratší pooperační jizvou (Kálal, 2005). Pro zajištění funkčnosti pahýlu se začíná hned od ošetření na operačním sále s bandážováním. Aby se zabránilo vzniku kontraktur a udržela pohyblivost pahýlu, je nutné správné polohování a protahování svalů s tendencí ke zkrácení (zvláště m. rectus femoris, m. iliopsoas, hamstrings...) amputované dolní končetiny. Po zhojení kůže pahýlu a odstranění stehů se ošetřuje jizva a pahýl se otužuje střídavou koupelí a drážděním pokožky se stimuluje prorůstání senzitivních nervů (Kálal, 2005).

Strategie rehabilitace by se neměla omezovat na výhradní zaměření se na pahýl amputovaného. Ukazuje se, že terapie založená na využívání facilitačních přístupů na neurofyziologickém podkladě nezaměřující se pouze na postiženou část je přínosnější než tradičně využívané postupy (Ygiter, 2002). Abychom zajistili dobrou funkci postiženého segmentu je potřeba respektovat jeho zapojení do globální svalové souhry vycházející z opory. Dobrá stabilizace a koordinace svalů trupu je předpokladem pro cílenou aktivitu končetin (Kolář, 2009). Měli bychom mít na paměti konečný cíl: obnovu motorických funkcí, tj. zajištění vertikalizace a lokomoce, a využívat možnosti plastické změny centrálního nervového systému k vyvinutí nové co nejefektivnější strategie pohybu (Aruin, 1997).

Další důležitou součástí našeho rehabilitačního plánu je motivace pacienta k dlouhodobé a celoživotní práci. Nově získané pohybové programy je třeba trvale opakovat a kontrolovat (Véle, 2006).

1.2.11 Metody hodnocení pohybu

Existuje řada přístrojových metod používaných pro hodnocení provádění pohybu. Kinematické metody sledují pohyb bez ohledu na příčiny (síly), které jej vyvolaly. Většinou se jedná o hodnocení dráhy, úhlu, času a dalších kinematických veličin. Do této skupiny řadíme např. videografickou analýzu, goniometrii, akcelerometrii, aj. Metody dynamické mají jako výstupní parametr sílu. Patří sem metody využívající tenzometrickou plošinu (dynamometrii, dynamogramy, pedobarografie). Dále jsou vyčleňovány metody ostatní, u kterých sledujeme jiné parametry. K těmto metodám patří např. povrchová elektromyografie, rentgen, aj. (Janura, 2004). V této práci byla použita pro sledování svalové aktivity horních končetin u skupiny zdravých a amputovaných probandů povrchová elektromyografie a pro hodnocení rozložení hmotnosti na dolní končetiny a posturálního chování při reakci na nečekané podněty počítačová posturografie. Kromě přístrojových metod bylo provedeno i klinické testování posturálních schopností jedinců.

1.2.11.1 Počítačová posturografie

Ukazuje se, že pacienti se stejným onemocněním mohou projevovat výrazné rozdíly v postižení a funkčním omezení. Pacienti se stejným postižením také nemusí stejně reagovat na podobně vedený terapeutický program. Počítačová posturografie pomáhá kvantifikovat dopad nemoci, zranění a patologie pacienta a hodnotí pacientovy balanční a pohybové schopnosti nezbytné pro zajištění funkcí každodenního života. Dále umožňuje sledovat průběh terapie, objektivizovat efektivitu našeho postupu a vybrané posturografické testy lze využít i přímo k tréninku posturální stability se zpětnou vazbou pro pacienta i terapeuta (Anonymus, 2001; Chandhry, 2009; www.onbalance.com).

Smart Equitest System Neurocom® je modul posturografu, který se skládá z pohyblivé tenzometrické plošiny a pohyblivé kabiny. Umožňuje sledovat složky reakční síly, jejich momenty sil, časové aj. parametry. Hodnotí schopnost posturální stabilizace jedince ve vzpřímeném stoji při změně podmínek. Součástí jsou testy zjišťující schopnost adaptace na alterované senzorní vstupy (Senzory Organization Test), koordinace automatických motorických reakcí (Motor Control Test), adaptace na neočekávaný podnět (Adaptation test), symetrii zatížení dolních končetin (Weight Bearing Squat), volní kontroly pohybu COG a balanční schopnosti v posturálně náročnějších situacích (Rhythmic Weight Shift, Limits of Stability, Unilateral Stance)(Anonymus, 2001; Chaudhry, 2009; www.onbalance.com).

Balance Master System Neurocom® využívá k vyšetření tenzometrickou plošinu. Umožňuje testovat provádění funkčních pohybů jako je chůze, přechod přes schod, výpad vpřed aj. (Anonymus, 2001; www.onbalance.com).

1.2.11.2 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie je metoda, pomocí které můžeme hodnotit svalovou aktivitu při statických i dynamických činnostech jedince. Z okolí elektrody umístěné na kůži nad svalem je snímána elektrická aktivita aktivních svalových vláken. Myoelektrické signály jsou vytvářeny fyziologickými změnami ve stavu membrán

svalových vláken. Kineziologická elektromyografie se zabývá studiem neuromuskulární aktivace svalů v různých posturálních situacích, zevních podmínkách, tréninkových a léčebných aktivitách. Nejčastěji sledujeme zapojení svalu v pohybu (koordinaci svalů), amplitudu (velikost aktivace), timing svalů (zapojení v čase) a svalovou únavu. Povrchová elektromyografie nám může pomoci správně posoudit průběh pohybu, nalézt problematické místo a být zpětnou vazbou pro posouzení efektivity terapie (Rodová, 2001; Konrad, 2005).

1.2.11.3 Klinické vyšetření posturální stability

V naší práci jsme se zaměřovali mimo jiné na testování balančních schopností vyšetřovaných jedinců. Kromě přístrojových metod jsme použili standardizované klinické vyšetření The Balance Evaluation Systems Test (BESTest). Testování vychází ze systémového pojetí posturální kontroly, které říká, že udržení rovnováhy těla je výsledkem interakce více různých systémů. BESTest obsahuje část hodnotící biomechanické podmínky, limity stability, vnímání subjektivní vertikály, anticipační posturální nastavení, automatické posturální reakce, senzorickou integraci a dynamickou bilanci během chůze (Horak, 2009).

Při našem testování jsme zjistili, že z důvodu limitace protézou není možné u amputovaných probandů provést a objektivně zhodnotit všechny v testu uvedené zkoušky. Bohužel se nám nepodařilo nalézt jiný standardizovaný klinický test, který by byl určen přímo k hodnocení posturální stability amputovaných jedinců. Proto pro potřeby této práce hodnotíme pouze vybrané testované situace z BESTest, které nám alespoň částečně dovolují porovnat balanční schopnosti jednotlivých probandů experimentální a kontrolní skupiny.

2 Cíle a hypotézy

2.1 Cíle práce

Cílem diplomové práce je analyzovat aktivitu horních končetin v rámci komplexního posturálního chování u transtibiálně amputovaných pacientů.

Díličí cíle:

- Posoudit charakter výchozího posturálního postavení v klidu u transtibiálně amputovaných.
- Zhodnotit aspekty posturální stabilizace a aktivitu horních končetin při automatických posturálních reakcích na nečekaný podnět u transtibiálně amputovaných probandů.
- Zhodnotit aktivitu horních končetin při přechodu přes schod u pacientů po transtibiální amputaci.
- Porovnat dosažené výsledky se skupinou zdravých probandů kontrolní skupiny.
- Posoudit možné souvislosti mezi výsledky posturografického a elektromyografického vyšetření s vyšetřovanými údaji z kineziologického rozboru a anamnézy.

2.2 Vědecké otázky a hypotézy

Otázka 1

Existuje v klidném vzpřímeném stoji rozdíl v distribuci tělesné hmotnosti mezi dolními končetinami u experimentální skupiny transtibiálně amputovaných a u kontrolní skupiny zdravých jedinců?

H₀₁: V klidném stoji není u amputovaných probandů experimentální skupiny rozdíl v zatížení neamputované a amputované dolní končetiny.

H₀₂: V klidném stoji není u zdravých probandů kontrolní skupiny rozdíl v zatížení levé a pravé dolní končetiny.

H₀₃: V klidném stoji není u experimentální skupiny v porovnání s kontrolní skupinou rozdíl v zatížení dolních končetin.

Otázka 2

Existuje ve vzpřímeném stoji rozdíl v klidové aktivitě m. triceps brachii u skupiny amputovaných a zdravých jedinců?

H₀₄: U experimentální skupiny transtibiálně amputovaných není rozdíl v klidové aktivitě m. triceps brachii zdravé a amputované strany.

H₀₅: U kontrolní skupiny zdravých probandů není rozdíl v klidové aktivitě m. triceps brachii pravé a levé strany.

H₀₆: Není rozdíl ve velikosti klidové aktivity m. triceps brachii u experimentální a kontrolní skupiny.

Otázka 3

Existuje rozdíl v pohybu „center of pressure“ (COP) v mediolaterálním směru při reakci na velké translace plošiny během Motor Control Test (MCT) u kontrolní a experimentální skupiny?

H₀7: U probandů experimentální skupiny není rozdíl mezi velikostí vychýlení COP v mediolaterálním směru u translací vpřed a vzad.

H₀8: U probandů kontrolní skupiny není rozdíl mezi velikostí vychýlení COP v mediolaterálním směru u translací vpřed a vzad.

H₀9: Při MCT translacích vzad není mezi experimentální a kontrolní skupinou rozdíl ve velikosti vychýlení COP v mediolaterálním směru.

H₀10: Při MCT translacích vpřed není u experimentální a kontrolní skupiny rozdíl mezi velikostí vychýlení COP v mediolaterálním směru.

Otázka 4

Jaká je aktivita m. triceps brachii při velkých translacích MCT u experimentální skupiny a kontrolní skupiny?

H₀11: U probandů experimentální skupiny není rozdíl mezi velikostí aktivity m. triceps brachii při translaci vpřed a velikostí aktivity při translaci vzad.

H₀12: U probandů kontrolní skupiny není rozdíl mezi velikostí aktivity m. triceps brachii při translaci vpřed a velikostí aktivity při translaci vzad.

H₀13: Během velkých translací MCT není rozdíl ve velikosti aktivity m. triceps brachii mezi experimentální a kontrolní skupinou.

H₀14: U experimentální skupiny není během velkých translací MCT rozdíl v aktivitě m. triceps brachii na straně amputované a neamputované dolní končetiny.

H₀15: U kontrolní skupiny není během velkých translací MCT rozdíl v aktivitě m. triceps brachii pravé a levé strany.

Otázka 5

Jaká je aktivita m. triceps brachii při přechodu přes schod u probandů experimentální a kontrolní skupiny?

H₀16: U probandů experimentální skupiny není rozdíl v aktivitě m. triceps brachii při přechodu přes schod amputovanou nebo zdravou dolní končetinou.

H₀17: U probandů kontrolní skupiny není rozdíl v aktivitě m. triceps brachii při přechodu přes schod levou nebo pravou dolní končetinou.

H₀18: Při přechodu přes schod není rozdíl ve velikosti aktivity m. triceps brachii mezi experimentální a kontrolní skupinou.

Otázka 6

Existuje souvislost mezi výsledky posturografických testů, vyšetření povrchovou elektromyografií a údaji z kineziologického rozboru, anamnézy a BESTest?

3 Metodika

V rámci diplomové práce byla hodnocena a kvantifikována míra podílu horních končetin u transtibiálně amputovaných pacientů a kontrolní skupiny zdravých probandů během balančních reakcí a přechodu přes schod (náročnější alteraci bipedální lokomoce). Měření a vyšetření probandů proběhlo v Kineziologické laboratoři na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc. Všichni probandi byli seznámeni s průběhem a podstatou měření a podepsali informovaný souhlas s měřením a zpracováním dat (viz Příloha 2, str. 104). Průběh výzkumu byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Před vlastním měřením byla probandům kontrolní i experimentální skupiny odebrána anamnéza, proveden kineziologický rozbor a The Balance Evaluation Systems Test (BESTest). S amputovanými pacienty byl navíc vyplněn dotazník týkající se užívání protézy. Jako metoda výzkumu byla zvolena posturografická analýza se současným snímáním aktivity svalů pomocí povrchové elektromyografie synchronizované s videozáznamem.

3.1 Charakteristika souboru

Všichni účastníci studie byli muži. Výchozí podmínkou testování byla schopnost udržení samostatného stoje a chůze bez pomoci. Vyšetřili jsme 11 zdravých probandů a 12 probandů po transtibiální amputaci dolní končetiny.

Experimentální skupina

Devět probandů experimentální skupiny bylo po levostranné a tři po pravostranné transtibiální amputaci dolní končetiny. Důvodem amputace bylo u deseti probandů experimentální skupiny trauma a u dvou probandů vaskulární příčina. Kromě jednoho probanda, který užíval chodidlo typu SACH, měli ostatní probandi chodidlo dynamického typu (5 Dynamic, 3 Vari-Flex, 3 Sure-Flex). Průměrný věk probandů experimentální skupiny byl v době měření 52,8 ($\pm 11,1$) let, délka užívání protézy 13,17 ($\pm 16,3$) let, průměrná výška 177,89 ($\pm 6,3$) cm a průměrná tělesná hmotnost 85,78 ($\pm 9,8$) kg. Průměrná délka pahýlu byla 21,46 ($\pm 5,7$) cm

a průměrný rozdíl v obvodu stehna zdravé a amputované dolní končetiny 4,33 ($\pm 1,8$) cm ve prospěch zdravé končetiny.

Dvě třetiny amputovaných probandů udávalo bolesti v oblasti pahýlu při chůzi a delším stoji. Největší potíže i v oblasti jizvy po amputačním zákroku měli probandí s kratším užíváním protézy po amputaci provedené z traumatologické příčiny. Probandí po amputaci z vaskulární příčiny neudávali bolesti pahýlu, spíše si stěžovali na problémy se zdravou dolní končetinou. Jiné potíže v oblasti pohybového aparátu udávaly dvě třetiny probandů, polovina trpí bolestí bederní páteře, téměř dvě třetiny pak bolestí zdravé dolní končetiny, jeden proband udával bolesti ramene kontralaterálního k amputované dolní končetině (viz Příloha 3, str.105, 107).

Dle kineziologického rozboru byla u probandů experimentální skupiny téměř bez výjimky anteverze pánve a její vychýlení ve frontální rovině s vyšším postavením na zdravé straně, což odpovídá asymetrické délce oprotézované a zdravé dolní končetiny.

Při hodnocení posturální stability klinickým vyšetřením BESTest dosahovali amputovaní probandí celkově nižšího výsledného skóre (horšího výsledku) než zdraví probandí. Nejtěžší byl pro amputované probandy stoj na amputované dolní končetině a stoj na jedné dolní končetině s abdukcí druhé (při stoji na amputované dolní končetině dokázal provést abdukcii pouze jeden proband) a zajištění posturální stability při vychýlení vzad (téměř bez výjimky byli vyšetřovaní nuceni pro zachování rovnováhy použít pohyb paží nebo i krokovou strategii) (viz Příloha 4, str. 111).

Kontrolní skupina

Průměrný věk probandů kontrolní skupiny byl v době měření 50,9 ($\pm 7,2$) let, průměrná výška 183,2 ($\pm 6,3$) cm a průměrná tělesná hmotnost 84,8 ($\pm 12,1$) kg. Všichni kromě dvou probandů (s rozdílem v délce dolních končetin 1 cm) měli symetrickou délku dolních končetin. Rozdíl v obvodu stehna pravé a levé dolní končetiny byl v rozpětí 1-2 cm.

Osm z jedenácti probandů kontrolní skupiny udávalo pravostrannou laterální stranu, tři byli stranově nevyhranění. Dle kineziologického rozboru vykazovala kontrolní skupina

mírné asymetrie v oblasti pánve a páteře. Celkově byli probandi v dobré kondici, bez významnějších patologií (viz Příloha 3, str. 106,108).

Při vyšetření BESTest vykazovali probandi kontrolní skupiny vysoké skóre u všech hodnocených aktivit, nejnižší pak při posturální reakci na vychýlení vzad (viz Příloha 4, str. 111).

3.2 Průběh měření

3.2.1 Kineziologické vyšetření a odebrání anamnestických údajů

Před vlastním měřením byl u všech probandů proveden kineziologický rozbor. Vyšetřovali jsme případné asymetrie těla ve vzpřímeném stoji (v přední, boční a zadní projekci) a postavení pánve. Zvláště jsme se pak zaměřili na vyšetření dolních končetin (antropometrické parametry, svalová síla, rozsah pohybu). U skupiny amputovaných pacientů byl navíc zjišťován stav pahýlu, jeho antropometrické charakteristiky, čítí a vyšetřovali jsme charakter jizvy po amputačním zákroku.

Součástí kineziologického rozboru bylo i odebrání základních anamnestických údajů a dále informací týkajících se stavu pohybového aparátu (prodělaná závažná onemocnění, úrazy, bolest a jiné obtíže). S amputovanými pacienty byl ještě vyplněn dotazník týkající se užívání protézy, problémů spojených s amputací dolní končetiny, funkčních schopností a aktivity uživatele. Získané údaje z kineziologického vyšetření a anamnézy jsou uvedeny v příloze (viz Příloha 3, str. 105-108).

Pro zhodnocení posturální stability probandů bylo provedeno standardizované klinické vyšetření balančních schopností pacientů The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) (viz. Příloha 4, str. 109-111).

3.2.2 Posturografické vyšetření probandů

Pomocí modulu Smart Equitest systému Neurocom® bylo hodnoceno posturální chování pacientů experimentální a kontrolní skupiny. Výchozí poloha chodidel na duální tenzometrické plošině byla standardizována vzhledem k tělesné výšce

probandů. K hodnocení symetrie klidového zatížení končetin byl použit Weight Bearing Squat (WBS, pozice s nulovým postavením v kolenním kloubu). Ke zhodnocení reaktivity probandů při dynamických situacích byl proveden Motor Control Test (MCT, testující posturální reakci na neočekávaný podnět). V našem výzkumu byla použita pouze sekvence „large translations“, tři velké posuny plošiny vzad a poté tři vpřed, která vyvolává u probandů největší motorickou odpověď. Velikost translace je normována k výšce vyšetřovaného. Frekvence snímání senzorů posturografu je 100 Hz (Anonymous, 2001; www.onbalance.com). O charakteru stimulu nebyli předem informováni.

3.2.3 Polylektromyografické vyšetření

Během posturografických testů WBS a MCT a při přechodu přes schod byla zároveň snímána svalová aktivita pacientů pomocí bezdrátové povrchové elektromyografie Delsys®. Měření bylo synchronizováno s videozáznamem. K hodnocení pohybů horních končetin během posturálních aktivit (reakce na translaci plošiny a přechodu přes schod) byla sledována svalová aktivita m. triceps brachii sinister et dexter, který můžeme funkčně zařadit ke svalům posturálním.

Vlastní aplikaci elektrod předcházelo oholení místa nad vyšetřovaným svalem, ošetření kůže abrazivní pastou a následné omytí mokrou a osušení suchou utěrkou. Po pečlivém vypalování svalového bříška svalu jsme nalepili bezdrátové elektrody tak, že byly umístěny kolmo na průběh svalu.

Klidovou aktivitu svalu jsme měřili ve vzpřímeném stoji během testu WBS. Poté jsme přistoupili ke snímání aktivity svalů během translací plošiny MCT. Nakonec jsme snímali aktivitu m. triceps brachii při přechodu přes překážky. Jeden proband experimentální skupiny nebyl schopen dokončit tento test. Dva probandi experimentální skupiny nezvládli překročit schod amputovanou dolní končetinou bez mezistoje na obou dolních končetinách na vrcholu schodu. U jednoho probanda kontrolní skupiny nebyl test z technických důvodů proveden.

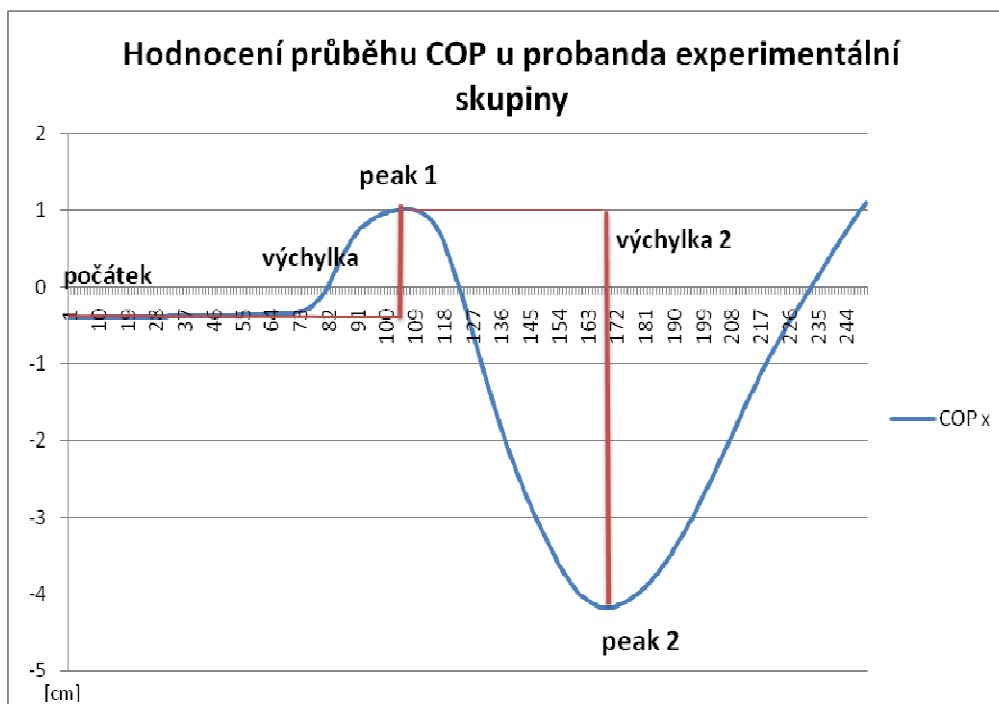
3.3 Zpracování a vyhodnocování dat

3.3.1 Hodnocené parametry u posturografických testů

Hodnoty jednotlivých parametrů testu byly zpracovány a porovnány v programu Microsoft Excel. Vzhledem k cílům práce jsme se zaměřili na hodnocení parametru Weight Symmetry při WBS a MCT. Při testu WBS jsou údaje uváděny v procentech rozložení hmotnosti na dolní končetiny.

Při MCT jsme pozorovali výchylky COP v mediolaterálním směru pro první velký podtrh plošiny dopředu a dozadu. První translaci jsme vybrali z důvodu nejmenší adaptace vyšetřovaných probandů na podnět. Výsledné údaje byly uvedeny jako velikost vychýlení COP (cm) daným směrem. Průběh COP byl u probandů křivkou se dvěma vrcholy vychýlení. Z grafů průběhu COP x v závislosti na čase jsme odečetli hodnoty polohy na počátku testu, první peak a druhý peak. Na základě maximálních výchylek COP během testu jsme vypočítali tzv. hlavní výchylku, tedy rozdíl mezi druhým a prvním peakem. Absolutní hodnota této hlavní výchylky byla dále zpracována. Charakteristický průběh změny polohy COP během translace plošiny i s vyznačenými peaky je uvedena viz Graf 1. (str. 51).

Graf 1. Příklad hodnocení průběhu COP u probanda experimentální skupiny



Legenda: + **hodnoty**- vychýlení COP k neamputované straně, - **hodnoty**- vychýlení COP ke straně amputace

3.3.2 Zpracování elektromyografických záznamů

Klidová svalová aktivita

Klidová aktivita představovala u každého probanda normativní hodnotu pro posouzení míry aktivace m. triceps brachii během reakce na translaci plošiny i během přechodu přes schod. Pro hodnocení klidové aktivity jsme použili data naměřená při klidném stoji u testu WBS (situace s nulovou flexí v kolenních kloubech). Vyhodnocení signálu bylo provedeno v programu EMG work analysis Delsys®, kde byly záznamy rektifikovány a vyhlazeny (RMS 25ms). Míra klidové aktivity je vyjádřena jako hodnota integrálu za časový úsek 6,25 s. (Klidová integrovaná elektromyografická aktivita pro relativní vyjádření míry aktivity svalu během testovaných pohybů představovala výchozích 100 %).

Svalová aktivita během translace plošiny

U všech probandů byla hodnocena svalová aktivita m. triceps brachii bilaterálně během posturografického testu MCT vždy během první z velkých translací plošiny vpřed a vzad, kdy docházelo k největší reakci probandů na podnět. Pro vyhodnocení signálu byl opět použit program EMG work analysis Delsys®. Získané záznamy byly rektifikovány a vyhlazeny (RMS 25ms). Na základě údajů o hybnosti horních končetin z akcelerometrů (které jsou zabudovány přímo v elektromyografickém senzoru) byl vybrán úsek reakce horních končetin na translaci plošiny. Po převedení do programu Microsoft Excel byl elektromyografický záznam a data z akcelerometru dále graficky zpracována. Z grafů vytvořených z dat akcelerometrů jsme odečetli přesnou dobu reakce horních končetin. Z tohoto úseku jsme pak vypočítali integrál svalové aktivity. Data získaná v průběhu posturografických testů byla vztažena k integrálu klidové aktivity svalu za shodný časový úsek jako úsek reakce na translaci. Výsledné hodnoty jsou procentuálním vyjádřením aktivity svalu během testovaných činností oproti jeho aktivitě v klidu.

Svalová aktivita při přechodu přes schod

U přechodu přes překážky jsme hodnotili úsek výstupu na schod (od zvednutí vystupující dolní končetiny po zvednutí druhostranné dolní končetiny nad schod). Signál jsme opět zpracovávali v programu EMG work analysis Delsys® stejným způsobem jako u předchozích testů s tím, že definovaný hodnocený úsek byl u jednotlivých probandů vybrán podle videografického záznamu. Data jsme následně převedli a dále porovnávali v programu Microsoft Excel. Vypočítali jsme integrál aktivity m.triceps brachii během výstupu na schod a vztáhli jsme ho k integrálu klidové aktivity za stejný časový úsek. Výsledkem bylo opět procentuální vyjádření míry aktivity m.triceps brachii oproti jeho aktivitě v klidu.

3.4 Statistické zpracování dat

Data byla statisticky zpracována v programu Statistica 9.0., kdy jsme vzhledem k povaze dat použili neparametrické testy. U obou testovaných skupin jsme porovnávali svalovou aktivitu m. triceps brachii v klidu, během MCT vzad a vpřed, při výstupu na schod pomocí Mann-Whitneyova testu. Dále jsme porovnávali rozdíly v zatížení dolních končetin při testu WBS s použitím znaménkového testu a velikost hlavní výchyly COP x během MCT Mann-Whitneyovým testem. Stanovené hypotézy byly nulové, ověřovali jsme statistickou významnost na pětiprocentní hladině ($p < 0,05$; p – hladina statistické významnosti).

4 Výsledky

4.1 Výsledky k otázce 1

Otázka 1 zněla: „Existuje v klidném vzpřímeném stoji rozdíl v distribuci tělesné hmotnosti mezi dolními končetinami u experimentální skupiny transtibiálně amputovaných a u kontrolní skupiny zdravých jedinců?“.

Otázku jsme řešili ve třech hypotézách (H_01-H_03), kdy jsme hodnotili procentuální zatížení dolních končetin v klidném stoji (test WBS). Výsledky statistického testování a popisné statistiky jsou uvedeny v Tabulce 1-2 (str. 54), v Příloze 5 (str. 112), v Příloze 6 (str. 117-118).

Tabulka 1. Statistické parametry porovnání zatížení dolních končetin v klidném stoji

Zatížení dolních končetin při WBS		
WBS zdraví	Z	P
pravá x levá	9,205483.10 ⁻¹⁷	1
WBS amputovaní		
amputovaná x nepostižená	3,175426	0,001496
WBS amputovaní x zdraví		
rozdíl zatížení amput. X zdraví	2,892650	0,002799

Legenda: amput.- amputovaní, p - hladina statistické významnosti, Z – testovací statistika

Tabulka 2. Procentuální zatížení dolních končetin při WBS

Procentuální zatížení dolních končetin při WBS			
experimentální skupina	amputovaná DK %	nepostižená DK %	rozdíl mezi DKK %
průměr	42,64	57,36	14,72
SD	5,023848847	5,023848847	10,0477
kontrolní skupina	levá DK %	pravá DK %	rozdíl mezi DKK %
průměr	49,04	50,96	4,15
SD	2,950455744	2,950455744	4,46271

Legenda: SD - směrodatná odchylka, DK - dolní končetina, DKK - dolní končetiny

Hypotézu H_{01} ve znění „*v klidném stoji není u amputovaných probandů experimentální skupiny rozdíl v zatížení neamputované a amputované dolní končetiny*“ zamítáme se statistickou významností ($p = 0,001496$). Amputovaní probandů zatěžují více neamputovanou dolní končetinu (viz Příloha 6, str. 117).

Hypotézu H_{02} ve znění „*v klidném stoji není u zdravých probandů kontrolní skupiny rozdíl v zatížení levé a pravé dolní končetiny*“ není možné zamítnout ($p = 1$). Skupina zdravých probandů nevykazuje statisticky významné rozdíly v zatížení dolních končetin (viz Příloha 6, str. 117).

Hypotézu H_{03} ve znění „*v klidném stoji není u experimentální skupiny v porovnání s kontrolní skupinou rozdíl v zatížení dolních končetin*“ zamítáme ($p = 0,002799$). Probandi experimentální skupiny mají ve srovnání s kontrolní skupinou více asymetrické zatížení dolních končetin (viz Příloha 6, str. 117).

4.2 Výsledky k otázce 2

Otázka 2 zněla: „Existuje ve vzpřímeném stoji rozdíl v klidové aktivitě m. triceps brachii u skupiny amputovaných a zdravých jedinců?“.

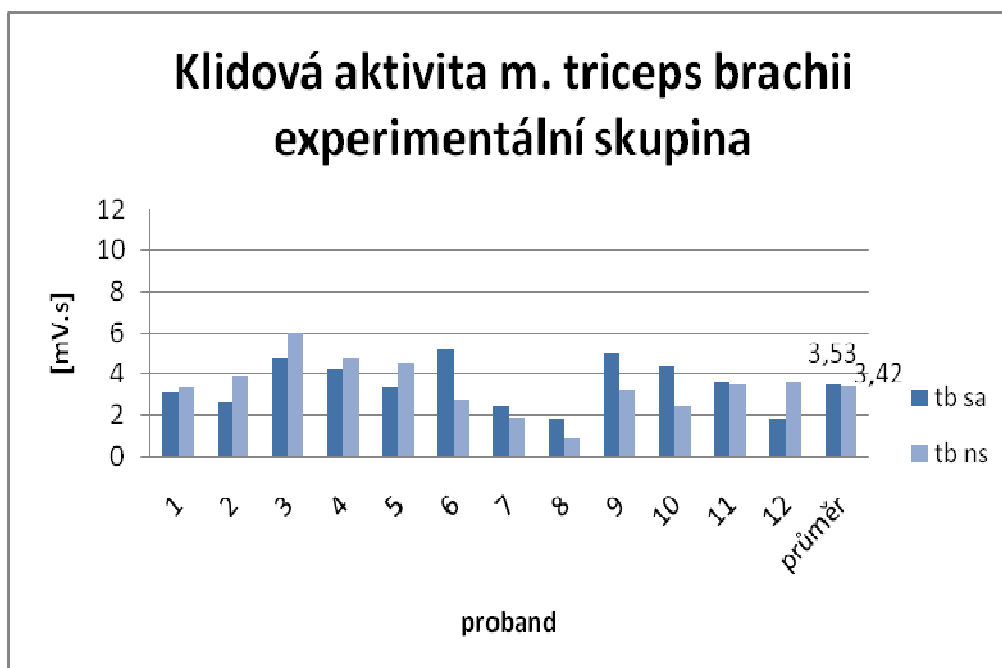
Otázku jsme řešili ve třech hypotézách (H_{04} - H_{06}). Sledovali jsme rozdíl v klidové svalové aktivitě m. triceps brachii. Výsledky jsou uvedeny v Tabulce 3 (str. 56), Grafu 2-3 (str. 56-57), v Příloze 5 (str. 113).

Tabulka 3. Statistické parametry klidové aktivity m. triceps brachii

Klidová aktivita		
kontrolní skupina	Z	p
tb pravá x levá	-3,25042	0,000394
experimentální skupina		
tb strana amputace x neamputovaná	-4,12805	0,000001
porovnání kontrolní x experimentální		
tb pravá x strana amputace	-4,03125	0,000001
tb levá x strana amputace	-4,03125	0,000001
tb pravá x neamputovaná	-3,2927	0,000401
tb levá x neamputovaná	4,031246	0,000001

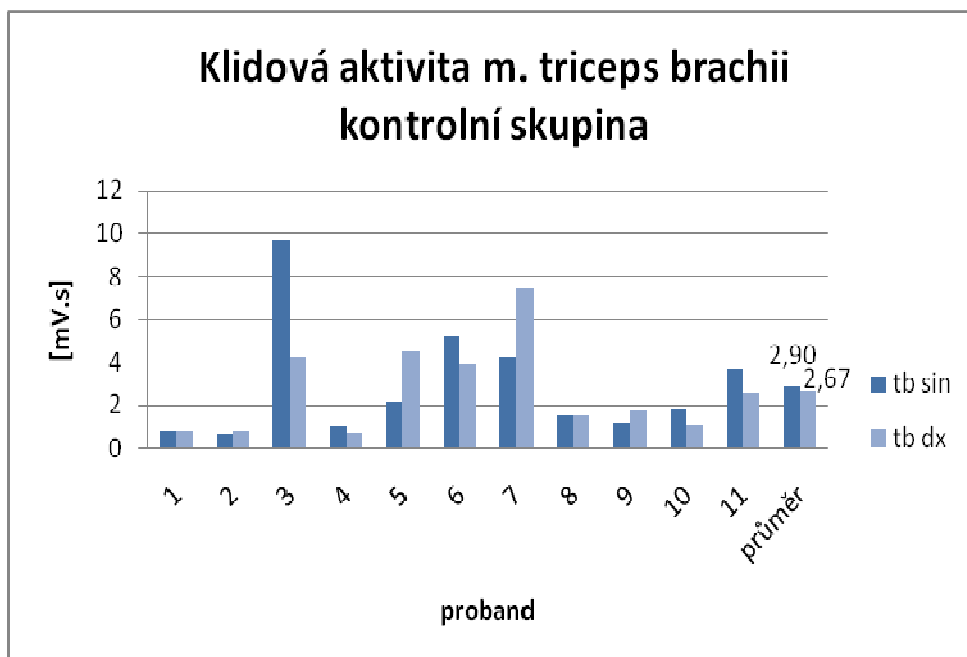
Legenda: tb - m. triceps brachii, pravá - pravé strany kontrolní skupiny, levá - levé strany kontrolní skupiny, neamputovaná - neamputované strany experimentální skupiny, p - hladina statistické významnosti, Z- testovací statistika

Graf 2. Klidová aktivita m. triceps brachii u probandů experimentální skupiny



Legenda: tb sa – m. triceps brachii strany amputace, tb ns – m. triceps brachii neamputované strany

Graf 3. Klidová aktivita m. triceps brachii u probandů kontrolní skupiny



Legenda: tb sin – m. triceps brachii sinister, tb dx – m. triceps brachii dexter

Hypotézu H_{04} ve znění „u experimentální skupiny transtibiálně amputovaných není rozdíl v klidové aktivitě m. triceps brachii zdravé a amputované strany“ zamítáme ($p = 0,000001$). Šest probandů má větší klidovou aktivitu m. triceps brachii strany amputace, šest probandů aktivuje více m. triceps brachii neamputované strany (viz Graf 2, str. 56).

Hypotézu H_{05} ve znění „u skupiny zdravých probandů není rozdíl v klidové aktivitě m. triceps brachii pravé a levé strany“ zamítáme ($p = 0,000001$). Kontrolní skupina má celkově více aktivní m. triceps brachii levé strany.

Hypotézu H_{06} ve znění „není rozdíl ve velikosti klidové aktivity m. triceps brachii mezi experimentální a kontrolní skupinou“ zamítáme ($p = 0,000001$, $p = 0,000401$). U probandů experimentální skupiny je v porovnání s levým a pravým m. triceps brachii kontrolní skupiny statisticky významně vyšší aktivita m. triceps brachii na straně amputace i na straně neamputované.

4.3 Výsledky k otázce 3

Otázka 3 zněla: „Existuje rozdíl v pohybu „center of pressure“ (COP) v mediolaterálním směru při reakci na velké translace plošiny během Motor Control Test (MCT) u kontrolní a experimentální skupiny?“.

Otázku jsme řešili ve třech hypotézách (H_07-H_{010}), kdy jsme hodnotili pohyb COP v mediolaterálním směru při MCT. Výsledky jsou uvedeny v Tabulce 4 a 5 (str. 58-59), v Příloze 5 (str. 113-114), v Příloze 6 (str. 119-120).

Tabulka 4. Vychýlení COP s při MCT

Statistické porovnání vychýlení COP x při MCT					
experimentální vpřed x vzad	Z	p	kontrolní vpřed x vzad	Z	p
hlavní výchylka	1,327906	0,19781	hlavní výchylka	0,131330	0,897663
absolutní h. hl. výchylka	-0,057735	0,9774	absolutní h. hl. výchylka	-0,952143	0,365308
exper. X kontrol. MCT vzad	Z	p	exper. X kontrol. MCT vpřed	Z	p
začátek	2,184874	0,0268	začátek	2,15410	0,031744
hlavní výchylka	0,553912	0,60752	hlavní výchylka	-1,10782	0,287547
absolutní h. hl. výchylka	2,031010	0,04388	absolutní h. hl. výchylka	0,76932	0,449137

Legenda: exper.- experimentální skupina, kontrol.- kontrolní skupina, absolutní h. hl. výchylka - absolutní hodnota hlavní výchylka, p - hladina statistické významnosti, Z - testovací statistika

Tabulka 5. Průměrné hodnoty vychýlení COP během MCT

experimentální skupina			
MCT vzad	začátek	hlavní výchylka	absolutní h. hl. vých.
průměr	1,34	-0,0061667	1,753166667
SD	1,20778535	2,05660063	0,936288789
MCT vpřed	začátek	hlavní výchylka	absolutní h. hl. vých.
průměr	1,61333333	-1,26	2,11
SD	1,44706809	2,44286345	1,686022754
kontrolní skupina			
MCT vzad	začátek	hlavní výchylka	absolutní h. hl. vých.
průměr	0,26090909	-0,3309091	0,996363636
SD	1,03703862	1,25897144	0,783227588
MCT vpřed	začátek	hlavní výchylka	absolutní h. hl. vých.
průměr	0,50272727	-0,4490909	1,453636364
SD	0,91845621	1,85583649	1,200068937

Legenda:SD - směrodatná odchylka, absolutní h. hl. vých. - absolutní hodnota hlavní výchylky

Hypotézu H_{07} ve znění „u probandů experimentální skupiny není rozdíl mezi velikostí vychýlení COP v mediolaterálním směru u translací vpřed a vzad“ není možné zamítnout ($p = 0,9774$).

Hypotézu H_{08} ve znění „u probandů kontrolní skupiny není rozdíl mezi velikostí vychýlení COP v mediolaterálním směru u translací vpřed a vzad“ není možné zamítnout ($p = 0,365308$).

Hypotézu H_{09} ve znění „při MCT translacích vzad není u experimentální a kontrolní skupiny rozdíl mezi velikostí vychýlení COP v mediolaterálním směru“ zamítáme ($p = 0,04388$). Probandi experimentální skupiny vykazují oproti probandům kontrolní skupiny při translaci vzad statisticky významně vyšší vychýlení COP.

Hypotézu H_{010} ve znění „při MCT translacích vpřed není u experimentální a kontrolní skupiny rozdíl mezi velikostí vychýlení COP v mediolaterálním směru“ není možné zamítnout ($p = 0,449137$).

4.4 Výsledky k otázce 4

Otázka 4 zněla: „Jaká je aktivita m. triceps brachii při velkých translacích MCT u experimentální skupiny a kontrolní skupiny?“.

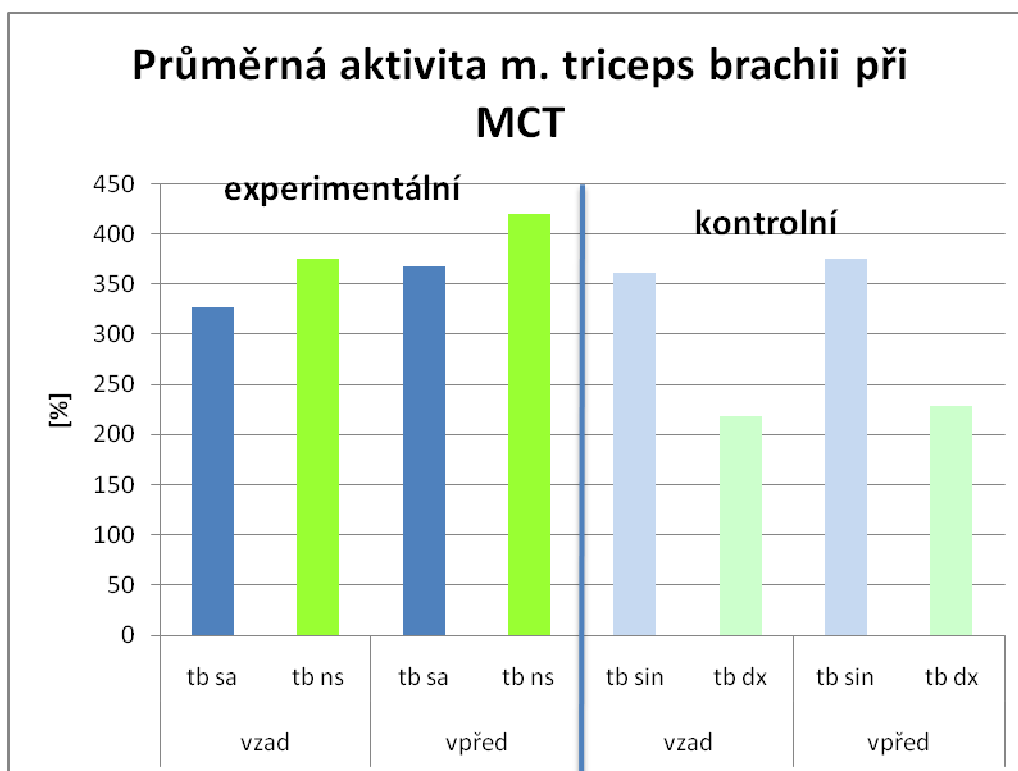
V této otázce jsme se zabývali velikostí a symetrií svalové aktivity m. triceps brachii při reakci na neočekávané vychýlení. Otázku jsme řešili ve pěti hypotézách (H_011-H_015). Výsledky jsou uvedeny v Tabulce 6 (str. 60), v Grafu 4 (str. 61), v Příloze 5 (str. 115) a v Příloze 6 (str. 121-122).

Tabulka 6. Porovnání aktivity m. triceps brachii při MCT

MCT vzad		
kontrolní skupina	Z	P
tb pravá x levá	3,9399	0,000003
experimentální skupina		
tb strana amputace x nepostižená	-4,12805	0,000001
porovnání kontrolní x experimentální		
tb pravá x strana amputace	4,03125	0,000001
tb levá x strana amputace	4,03125	0,000001
tb pravá x neamputovaná	4,03125	0,000001
tb levá x neamputovaná	-4,03125	0,000001
MCT vpřed		
kontrolní skupina	Z	P
tb pravá x levá	3,9399	0,000003
experimentální skupina		
tb strana amputace x neamputovaná	-4,12805	0,000001
porovnání kontrolní x experimentální		
tb pravá x strana amputace	4,03125	0,000001
tb levá x strana amputace	4,03125	0,000001
tb pravá x neamputovaná	4,03125	0,000001
tb levá x neamputovaná	-4,03125	0,000001
MCT vpřed x vzad		
kontrolní skupina	Z	P
tb pravá strana	0	1
tb levá strana	0	1
experimentální skupina		
tb strana amputace	0	1
tb neamputovaná strana	0	1

Legenda: MCT- motor control test, tb - m. triceps brachii, pravá - pravé strany kontrolní skupiny, levá - levé strany kontrolní skupiny, neamputovaná - neamputované strany kontrolní skupiny, Z - testovací statistika, p - hladina statistické významnosti

Graf 4. Průměrná aktivita m. triceps brachii při MCT u experimentální a kontrolní skupiny



Legenda: MCT- motor control test, vzad - translace vzad, vpřed - translace vpřed, tb - triceps brachii, sa - strana amputace, ns - neamputovaná strana, sin - sinister, dx – dexter

Hypotézu H_{011} ve znění „u probandů experimentální skupiny není rozdíl mezi velikostí aktivity m. triceps brachii při translaci vpřed a velikostí aktivity při translaci vzad“ není možné zamítnout ($p = 1$).

Hypotézu H_{012} ve znění „u probandů kontrolní skupiny není rozdíl mezi velikostí aktivity m. triceps brachii při translaci vpřed a velikostí aktivity při translaci vzad“ není možné zamítnout ($p = 1$).

Hypotézu H_{013} ve znění „během velkých translací MCT není rozdíl ve velikosti aktivity m. triceps brachii mezi experimentální a kontrolní skupinou“ zamítáme ($p = 0,000001$ pro všechna porovnání mezi svaly na horních končetinách obou skupin).

Ve všech testovaných situacích je nejvyšší průměrná aktivita m. triceps brachii neamputované strany experimentální skupiny. Následuje m. triceps brachii levé strany kontrolní skupiny a s velmi podobnou aktivitou m. triceps brachii strany amputace experimentální skupiny. Nejnižší aktivitu vykazuje m. triceps brachii pravé strany kontrolní skupiny. Amputovaní jedinci vykazují celkově vyšší aktivitu testovaného svalu (viz Graf 4, str. 61).

Hypotézu H_{014} ve znění „*u experimentální skupiny není během velkých translací MCT rozdíl v aktivitě m. triceps brachii amputované a neamputované strany*“ zamítáme ($p = 0,000001$ pro obě testované translace). Při translaci vzad i vpřed vycházejí vyšší průměrné hodnoty m. triceps brachii zdravé strany (viz. Graf 4, str. 61).

Hypotézu H_{015} ve znění „*u kontrolní skupiny není během velkých translací MCT rozdíl v aktivitě m. triceps brachii pravé a levé strany*“ zamítáme ($p = 0,000003$) pro obě testované translace ($p = 0,000003$ pro obě testované situace). U probandů kontrolní skupiny se aktivoval statisticky významně více m. triceps brachii levé strany (viz Graf 4, str. 61).

4.5 Výsledky k otázce 5

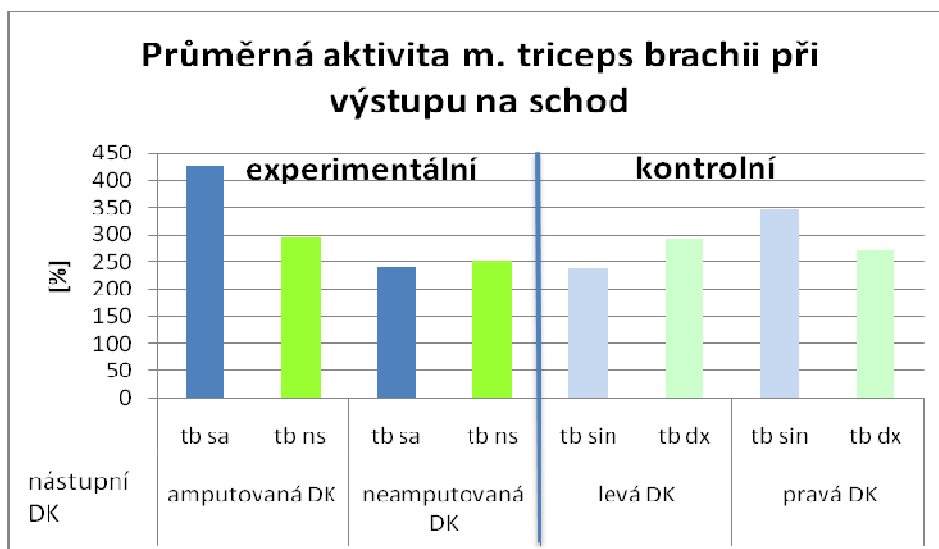
V této otázce jsme se hodnotili velikost a symetrii svalové aktivity m. triceps brachii při výstupu na schod. Otázku jsme řešili ve třech hypotézách (H_{016} - H_{018}). Výsledky jsou uvedeny v Tabulce 7 (str. 63) a Graf 5 (str. 63), v Příloze 5 (str. 116), v Příloze 6 (str. 123-124).

Tabulka 7. Porovnání aktivity m. triceps brachii při výstupu na schod

výstup na schod				
	kontrolní skupina		experimentální skupina	
nástupní DK	P x L		A x N	
	Z	p	Z	p
tb pravá/nepostižená strana	3,741848	0,000011	-3,9399	0,000003
tb levá/ amputovaná strana	3,741848	0,000011	-3,9399	0,000003
kontrolní x experimentální skupina				
nástupní DK	A x L		A x P	
	Z	p	Z	p
tb nástupní strana	-3,83777	0,000006	-3,83777	0,000006
tb druhá strana	-3,83777	0,000006	-3,83777	0,000006
nástupní DK	N x P		N x L	
	Z	p	Z	p
tb nástupní strana	-3,83777	0,000006	3,837774	0,000006
tb druhá strana	-3,83777	0,000006	3,837774	0,000006

Legenda: DK - dolní končetina, P - pravá DK, L - levá DK, N - nepostižená DK, A - amputovaná DK, tb - m. triceps brachii, p - hodnota statistické významnosti, Z - testovací statistika

Graf 5. Průměrná aktivita m. triceps brachii při výstupu na schod u experimentální a kontrolní skupiny



Legenda: tb - triceps brachii, sa - strana amputace, ns - neamputovaná strana, sin - sinister, dx - dexter, DK - dolní končetina

Hypotézu H_{016} ve znění „u probandů experimentální skupiny není rozdíl v aktivitě *m. triceps brachii* při přechodu přes schod amputovanou nebo zdravou dolní končetinou“ zamítáme ($p = 0,000003$ pro sval horní končetiny na neamputované i amputované straně). Při přechodu přes schod amputovanou dolní končetinou je vyšší průměrná aktivita *m. triceps brachii* (obou horních končetin) než při přechodu přes schod neamputovanou končetinou (viz Graf 5, str. 63).

Hypotézu H_{017} ve znění „u probandů kontrolní skupiny není rozdíl v aktivitě *m. triceps brachii* při přechodu přes schod levou nebo pravou dolní končetinou“ zamítáme ($p = 0,000011$ pro sval pravé i levé horní končetiny). Při přechodu přes schod levou dolní končetinou je průměrná aktivita *m. triceps brachii* vyšší na pravé straně, při přechodu přes schod pravou dolní končetinou na levé straně (viz Graf. 5, str. 63).

Hypotézu H_{017} ve znění „při přechodu přes schod není rozdíl ve velikosti aktivity *m. triceps brachii* mezi experimentální a kontrolní skupinou“ zamítáme ($p = 0,000006$ pro všechny porovnávané svaly). Nejvyšší průměrnou aktivitu vykazuje *m. triceps brachii* nástupní strany u experimentální skupiny při přechodu přes schod amputovanou dolní končetinou (viz Graf 5, str. 124).

4.6 Výsledky k otázce 6

Otázka 6 zněla: „Existuje souvislost mezi výsledky posturografických testů, vyšetření povrchovou elektromyografií a údaji z kineziologického rozboru, anamnézy a BESTest?“.

Nalzáme souvislosti mezi distribucí tělesné hmotnosti mezi dolní končetiny, velikostí aktivity *m. triceps brachii*, věkem probandů a dalšími individuálními charakteristikami. Také můžeme vidět jisté trendy ve stranové asymetrii *m. triceps brachii* související s dominancí dolní končetiny u probandů kontrolní skupiny, stranou amputace a adaptací na protézu u probandů experimentální skupiny.

Klidová aktivita m. triceps brachii

U probandů experimentální skupiny s většími rozdíly v distribuci hmotnosti na dolních končetinách v klidném stoji, vidíme větší aktivitu m. triceps brachii na straně amputace, u probandů s menšími rozdíly naopak vyšší aktivitu na zdravé straně, u probandů s vaskulární příčinou amputace větší klidovou aktivitu na straně neamputované dolní končetiny.

Aktivita m. triceps brachii při MCT

Při MCT vidíme vyšší aktivitu m. triceps brachii strany amputace vždy u probandů s přidruženým problémem zdravé dolní končetiny. U probandů s výrazně vyšší asymetrií v zatížení dolních končetin se při obou testovaných translacích aktivoval více m. triceps brachii zdravé strany.

Aktivita m. triceps brachii při přechodu přes schod

Při výstupu na schod dolními končetinami jedné i druhé strany se u experimentální i kontrolní skupiny více aktivuje m. triceps brachii jedné strany. U probandů experimentální skupiny, kteří při MCT aktivovali více m. triceps brachii zdravé strany, se naopak aktivuje více sval na straně amputace, nezávisle na tom, která dolní končetina byla nástupní.

Tyto vztahy jsou podrobněji rozepsány v diskusi k jednotlivým otázkám.

5 Diskuse

5.1 Diskuse k vědecké otázce 1

Ve vědecké otázce 1 jsme řešili, zda existuje v klidném vzpřímeném stoji rozdíl v zatížení dolních končetin u transtibiálně amputovaných a zdravých jedinců.

Uvádí se, že pacienti po amputaci dolní končetiny zatěžují více zdravou než amputovanou dolní končetinu a proto u nich dochází k posunu těžiště v mediolaterálním směru ke zdravé straně (Aruin, 1997; Nadollek, 2002; Vrieling, 2008; Mouchnino, 2006). K tomu přispívají faktory jako chybějící vjemy z chodidla amputované dolní končetiny, zhoršené čítí a bolestivost oblasti pahýlu (Kavounoudias, 2005; Vaníček, 2009). Také velmi málo amputovaných má nastavení protézy symetrické s postavením zdravé dolní končetiny (Friberg, 1984; Gailey, 2008). Můžeme předpokládat, že asymetrické zatížení se bude přenášet do postavení celého těla. Dle našeho vyšetření můžeme potvrdit, že mezi zdravými a amputovanými jedinci existuje rozdíl v distribuci tělesné hmotnosti mezi dolní končetiny. V klidném vzpřímeném stoji (i při translaci podložky viz další text) se amputovaní probandi statisticky významně více vychylují ke zdravé dolní končetině.

Pokud se podíváme na výsledky vyšetření detailněji, vidíme, že míra asymetrie se u jednotlivých probandů experimentální skupiny lišila. Jednoznačným faktorem, který určoval velikost vychýlení směrem ke zdravé straně, byl věk, délka užívání protézy a subjektivní vnímání nastavení protézy. Probandi s kratším užíváním protézy a vyšším věkem vykazovali největší rozdíly. Uvádí se, že v šesté dekádě života dochází k výraznému zhoršení posturální stability (Borah, 2007). CNS přestává tak rychle reagovat na vnější stimuly a v tomto věku se již často přidávají přidružená onemocnění znevýhodňující pohyb jedince. Větším problémem se stává přizpůsobení se každé nové situaci (Borah, 2007; Maylor, 1996). Z našeho vyšetření vyplývá, že i zvyk na užívání protézy po amputaci dolní končetiny je pro starší pacienty větším problémem než pro pacienty mladší. Dalším zajímavým zjištěním bylo, že proband vyššího věku, který používal protézu již řadu let vykazoval charakteristiky podobné

s amputovanými jedinci kratšího užívání protézy stejného věku. Přizpůsobení se protéze tedy není stavem neměnným. Při zhoršení posturální stability např. námi zmíněným faktorem věku, může dojít k znevýhodnění jedince a dekompenzaci stavu.

Asymetrie v distribuci tělesné hmotnosti mezi dolní končetiny dosahovali nejvýraznější z celé skupiny vyšetřovaných dva probandi, kteří v anamnéze udávali špatné nastavení protézy. Shodujeme se tím se studií Jones (1997), která uvádí, že právě špatně padnoucí lůžko protézy a problémy v oblasti pahýlu nejvíce zhoršují zatížení amputované dolní končetiny.

5.2 Diskuse k vědecké otázce 2

Ve vědecké otázce 2 jsme řešili, zda existuje ve vzpřímeném stoju rozdíl v klidové aktivitě m. triceps brachii u skupiny amputovaných a zdravých jedinců.

Dle provedených studií zabývajících se posturální stabilitou pacientů po amputaci dolní končetiny vyplývá, že amputovaní jsou z důvodu chybějící části dolní končetiny méně stabilní než zdraví jedinci (Vrieling, 2008; Aruin, 1997; Viton, 2000). Už klidný stoj může tedy být pro řadu z nich (pokud nedojde k přizpůsobení se protéze) značně náročnou nestabilní situací. Chybějící somatosenzorický input vede k vnímání opěrné báze jako výrazně užší (Mouchnino, 2006). Ze zmíněných důvodů bychom mohli předpokládat, že u skupiny amputovaných bude vyšší klidová aktivita posturálních svalů než u skupiny zdravých jedinců. K udržení vzpřímeného postavení bude nutné zapojit i svaly proximální části těla, tedy i sledovaný m. triceps brachii. Naším testováním se podařilo tyto rozdíly mezi skupinou zdravých a amputovaných probandů potvrdit.

Víme, že rozdílné zatížení dolních končetin a posun těžiště v mediolaterálním směru ke zdravé straně má u amputovaných za následek už při klidném stoju vyšší aktivitu svalů dolní končetiny a trupu na zdravé straně (Vrieling, 2008; Aruin, 1997; Viton, 2000). Dle Aruin (1997) je v rámci posturálního nastavení vidět výraznější asymetrie mezi svalovou aktivitou na amputované a neamputované straně u svalů dolních končetin než u svalů trupu. Grin (2007) se ve své studii, zabývající se reakcí

paží na laterální vychýlení, zmiňuje o tom, že k vyrovnání těla napomáhá aktivita kontralaterální paže. Jelikož amputovaní ve stoji v podstatě „padají“ na stranu amputace, dalo by se předpokládat, že bude pro zachování rovnováhy vyšší aktivita svalů horní končetiny na zdravé straně (kontralaterální ke straně amputace) než na straně amputace. Dle našich výsledků potvrzujeme, že už v klidném stoji existuje u amputovaných jedinců statisticky významný rozdíl ve stranové aktivitě m. triceps brachii. Výsledky však ukazují, že je (jako v předchozí otázce) opět třeba dívat se na individuální charakteristiky jednotlivých probandů. U amputovaných probandů s malými rozdíly v zatížení dolních končetin pozorujeme vyšší aktivitu m. triceps brachii na zdravé straně. Naopak u probandů s větším zatížením zdravé dolní končetiny je patrná vyšší aktivita m. triceps brachii na straně amputace. Zároveň u probandů s vaskulární příčinou amputace vidíme, i když více zatěžují zdravou dolní končetinu, vyšší klidovou aktivitu na zdravé straně.

Jak můžeme vysvětlit pozorovaný fenomén? Podle výše uvedené studie Grin (2007) jsme předpokládali u amputovaných probandů vyšší aktivitu svalů horní končetiny na zdravé straně z důvodu méně stabilní opory na straně amputace. Pokud ale amputovaní probandi více přechýlili svou hmotnost nad zdravou dolní končetinu (těžiště bylo výrazně více vychýleno na zdravou stranu), docházelo vlastně k opačné situaci, „padání“ na zdravou stranu. Jak uvádí Baraúna (2006) amputovaní jedinci, kteří zatěžují více zdravou dolní končetinu vykazují větší oscilace směrem na neamputovanou stranu. Pravděpodobně z tohoto důvodu se u těchto probandů více aktivoval m. triceps brachii strany amputace. Probandi, kteří dokázali udržet těžiště více ve střední poloze, museli naopak proti pádu na stranu amputace aktivovat více m. triceps brachii zdravé strany. Aktivita horní končetiny na neamputované straně a z toho plynoucí aktivita šikmých svalových řetězců trupu jdoucích od ramenního pletence až k amputované dolní končetině se ukazuje jako zásadní k udržení vyváženého symetrického stoje na obou dolních končetinách.

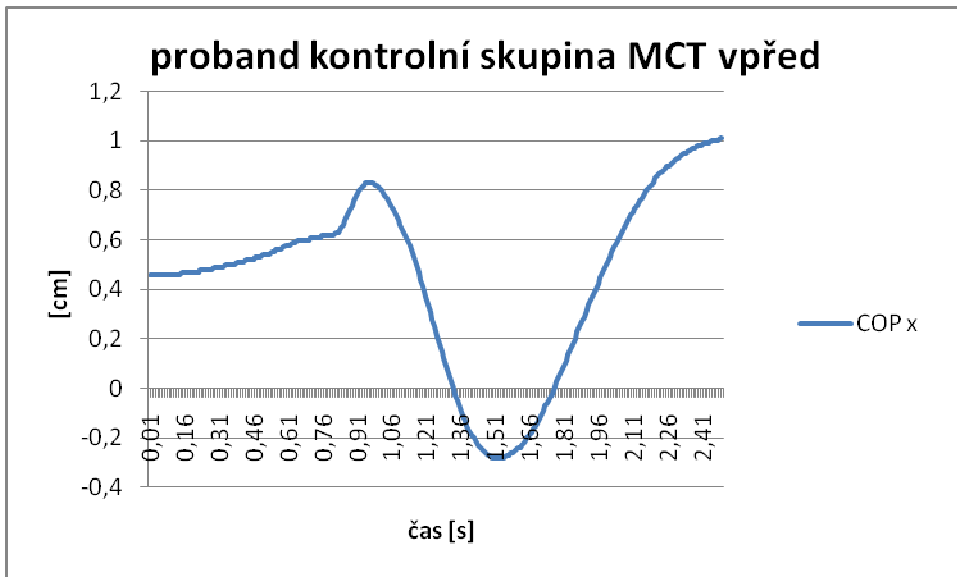
5.3 Diskuse k vědecké otázce 3

Ve vědecké otázce 3 jsme se zabývali tím, jaký je pohyb COP v mediolaterálním směru při reakci na velké translace plošiny u skupiny zdravých a amputovaných probandů.

Nejen horní, ale i dolní končetiny vykazují funkční laterality. Nesouměrná aktivita dolních končetin se projevuje funkční specializací, kdy za dominantní dolní končetinu je považována ta, která je schopna přesnějšího a obratnějšího výkonu, tedy končetina fázická. Druhá dolní končetina zdatnější v silových výkonech je končetinou odrazovou (Sovák, 1962). Podle zjištění Curtze (2010) můžeme laterality dolních končetin prokázat pouze u zdravých jedinců, kteří při testování laterality prokazatelně rychleji reagují dominantní dolní končetinou. U amputovaných se rozdíly stírají a nezávisí na tom, zda byla amputována dominantní nebo nedominantní dolní končetina. Zdravá dolní končetina je u amputovaného jedince hlavní končetinou, jak při opoře, tak při fázických činnostech. Např. při chůzi se výrazně zkracuje stojná fáze na amputované straně a pro amputovanou končetinu je obtížnější provést švihovou fázi (dochází k prodloužení doby této fáze) (Isakov, 2000). Také při neočekávaném vychýlení reaguje podle Vrieling (2008) výrazněji zdravá dolní končetina, protože možné reakce amputované jsou výrazně limitovány.

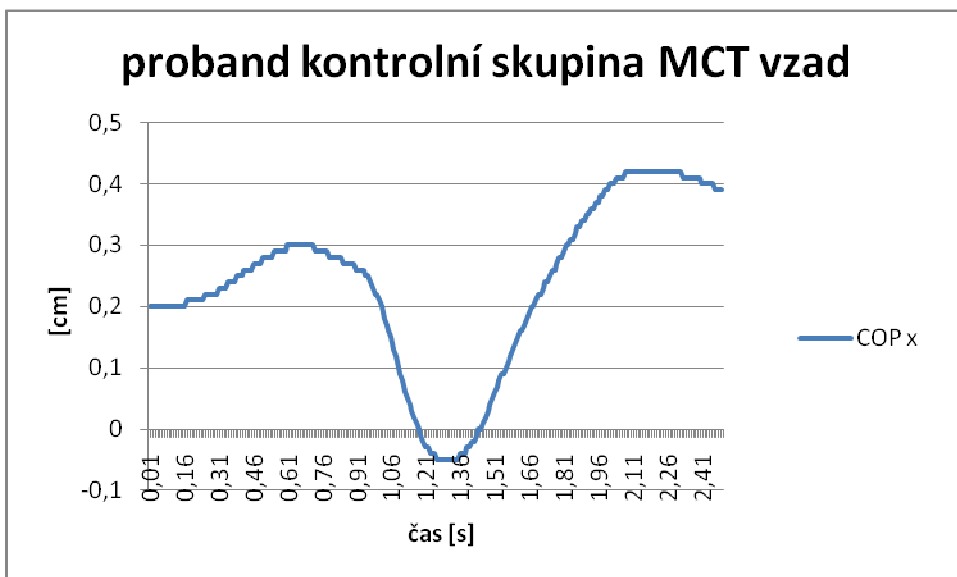
Průběh COP v mediolaterálním směru vykazoval u testovaných zdravých jedinců během reakce na translaci plošiny jisté podobnosti. Výchozí postavení COP bylo u probandů většinou mírně směrem k pravé (pro osm z jedenácti probandů dominantní) dolní končetině. Během translace došlo k jeho výraznějšímu posunu směrem k levé (nedominantní dolní končetině) a následnému navrácení k pravé dolní končetině, přičemž toto vychýlení bylo většinou větší než počáteční (viz Graf 6 a 7, str. 70). Zdá se, že dominantní dolní končetina bude reagovat na vychýlení rychleji než dolní končetina nedominantní (více viz Diskuse k vědecké otázce 4). Ve velmi krátké době jsou však zdraví jedinci schopni reagovat a vyrovnat původní postavení. Reakce při pohybu vpřed a vzad jsou velmi podobné, charakter reakce tedy není tolik závislý na směru vychýlení.

Graf 6. Pohyb COP x během velké translace mct vpřed u probanda kontrolní skupiny



Legenda: hodnoty nad 0 – vychýlení k pravé dolní končetině, hodnoty pod 0 – vychýlení k levé dolní končetině, COP-center of pressure

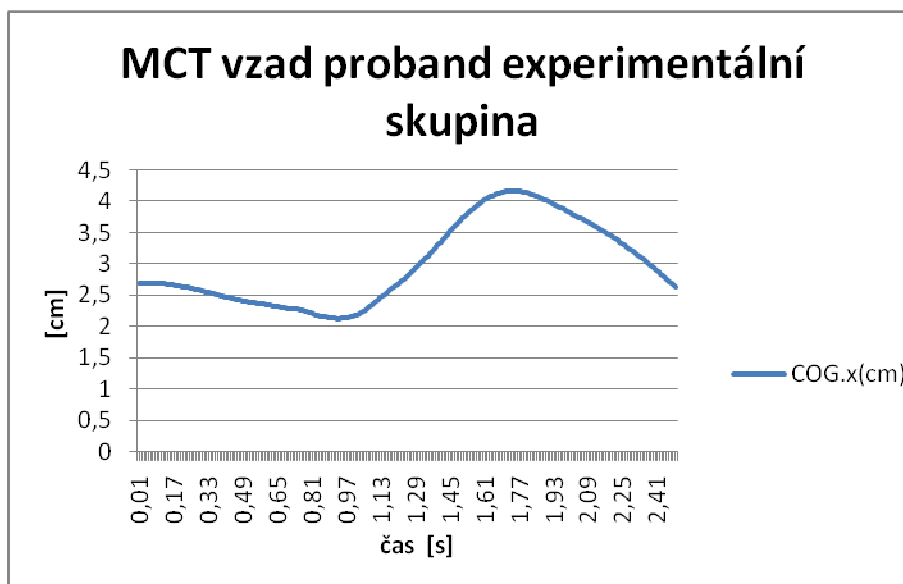
Graf 7. Pohyb COP x během velké translace mct vzad u probanda kontrolní skupiny



Legenda: hodnoty nad 0 – vychýlení k pravé dolní končetině, hodnoty pod 0 – vychýlení k levé dolní končetině, COP-center of pressure

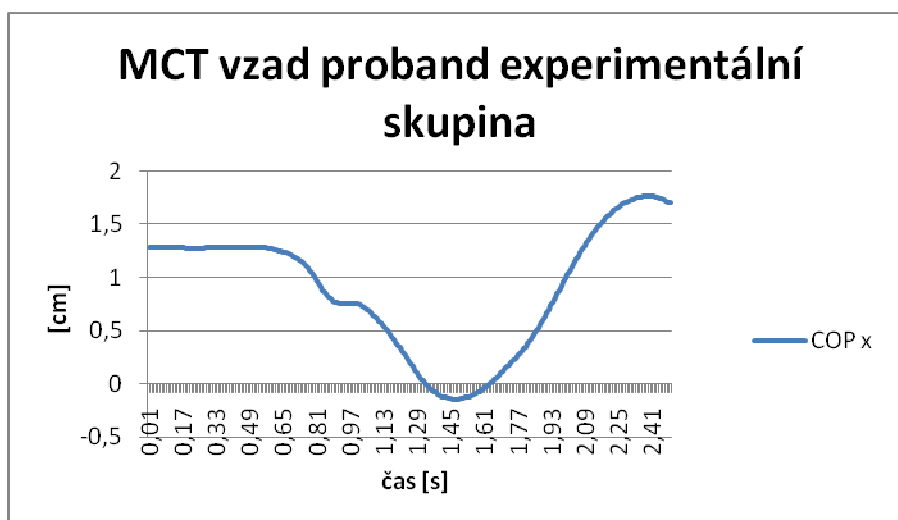
Už na počátku testování bylo postavení těžiště v mediolaterálním směru u experimentální skupiny transtibiálně amputovaných více vychýleno směrem ke zdravé dolní končetině. Statistické testování prokázalo signifikantní rozdíl mezi počátečním postavením COP u experimentální a kontrolní skupiny. Jedinci experimentální skupiny vykazovali při testování reakcí na nečekaný podnět oproti kontrolní skupině více variabilní reakce. U některých probandů docházelo k „balancování“ a ještě většímu vychýlení ke zdravé dolní končetině (viz Graf 8, str. 71). Podobnou reakci popisuje Baraúna (2006), kdy zjistil u amputovaných jedinců, že reagují na vychýlení strategií s oscilací těžiště na neamputované straně. U jiných pozorujeme podobné chování jako u kontrolní skupiny s tím, že vychýlení proběhlo více ke střednímu postavení (směr k amputované dolní končetině) a COP se opět vyrovnalo ke zdravé dolní končetině s větším vychýlením než bylo počáteční (viz Graf 9, str. 72). U amputovaných probandů je zdravá dolní končetina končetinou dominantní, která se automaticky stává hlavním aktérem udržení rovnováhy těla. Při vychýlení je vybírána jako jistější opora.

Graf 8. Pohyb COP x při mct vzad, strategie „balancování“ na zdravé dolní končetině u probanda experimentální skupiny



Legenda: hodnoty nad 0 – vychýlení ke zdravé dolní končetině, hodnoty pod 0 – vychýlení k amputované dolní končetině, COP-center of pressure

Graf 9. Pohyb COP x při mct vzad, vychýlení do středního postavení u probanda experimentální skupiny



Legenda: hodnoty nad 0 – vychýlení ke zdravé dolní končetině, hodnoty pod 0 – vychýlení k amputované dolní končetině, COP-center of pressure

Srovnáme-li velikost vychýlení COP x během MCT mezi experimentální a kontrolní skupinou vychází při translacích vzad (pozn. vychýlení těla vpřed) statisticky významný rozdíl. Amputovaní probandi měli více než kontrolní skupina tendenci vychýlit se mediolaterálním směrem z původního klidového postavení. Při translacích vpřed nevyšel statisticky významný rozdíl. Z výsledků však vyplývá, že vychýlení COP bylo i při translaci vpřed opět větší u probandů experimentální skupiny. Celkově tedy můžeme potvrdit tvrzení, že amputovaní probandi vykazují při neočekávaném vychýlení větší oscilace COP než zdraví jedinci, jak uvádí studie Vrieling (2008); Aruin (1997); Viton (2000).

Při hledání rozdílů ve velikosti vychýlení COP při translacích vpřed a vzad u jednotlivých skupin nevyšel statisticky významný rozdíl. U obou skupin však můžeme pozorovat tendenci k většímu vychýlení u translace vpřed (vychýlení těla vzad) než u translace vzad (vychýlení těla vpřed). Můžeme se domnívat, že je vychýlení těla vzad pro zdravé i amputované jedince posturálně náročnější situací. K podobnému výsledku jsme došli i při testování obdobné situace pomocí BESTest, kdy u vychýlení vzad amputovaní i zdraví probandi dosahovali nižšího skóre

než u vychýlení vpřed, přičemž rozdíl u amputovaných jedinců byl o téměř celý jeden bod.

Shrneme-li pozorované výsledky k této vědecké otázce můžeme říci, že u amputovaných jedinců se balanční strategie odehrávají dvojím způsobem, vždy však s dominancí reakce zdravé dolní končetiny. U některých dokonce dochází k výlučnému zapojení zdravé dolní končetiny s úplným vyřazením končetiny amputované (již zmíněné „balancování“ na zdravé končetině). Tato strategie se z hlediska přetěžování zdravé dolní končetiny jeví jako nevýhodná. V terapii je proto nutné se zaměřit na nácvik přenosu váhy ze zdravé na amputovanou stranu. V rámci ochrany zdravé dolní končetiny bychom se neměli spokojit s vizuálně bezproblémově vypadajícím amputovaným pacientem, ale pokud je to možné i posturograficky zhodnotit strategie, které má pacient tendenci automaticky používat.

5.4 Diskuse k vědecké otázce 4

Ve vědecké otázce 4 jsme řešili, jaká je aktivita m. triceps brachii při velkých translacích MCT u experimentální skupiny a kontrolní skupiny.

Velikost aktivity m. triceps brachii v reakci na neočekávané vychýlení těla

Jak již bylo uvedeno v teoretické části, horní končetiny se zvláště při náhlém vychýlení těla nepředvídatelným vnějším podnětem zapojují při znovunabytí rovnováhy. Jak uvádí řada autorů (Santos, 2009; Troy, 2009; Marigold, 2003), jejich aktivita není nahodilá, ale je součástí balančních strategií. Při vychýlení těla vzad vyrovnávají jeho postavení kroužením horních končetin dozadu a při vychýlení vpřed je tomu opačně (Troy, 2009; Marigold, 2003). Jedná se o obdobnou situaci jako při chůzi, kdy je při švihové fázi jedné dolní končetiny tělo vychylováno na stejné straně vzad a kontrapohybem (zášvihem) horní končetiny v podstatě dochází k zabránění pádu.

Celkově vyšší aktivitu m. triceps brachii obou stran bychom mohli očekávat při MCT translacích vpřed. Jedná se o situaci, kdy nečekaným zevním podnětem velké intenzity dochází k vychýlení těla vzad a k vyrovnání stability je tedy třeba pohyb paží zahájený zášvihem (nutná větší aktivita svalů zadní skupiny paže k vykonání daného pohybu). Dá se předpokládat, že pokud bychom obdobným způsobem sledovali aktivitu svalů přední strany paže, výsledek by byl opačný. Zjistili bychom pravděpodobně jejich rychlejší a vyšší aktivitu při translaci vzad. M. triceps brachii se nejspíš zapojuje při translaci vzad později než svaly přední strany paže a jeho funkce je v režimu excentrickém.

Z našich výsledků sice vyplývá, že m. triceps brachii měl tendenci se aktivovat více při translacích vpřed, ani u jedné skupiny vyšetřovaných probandů se však tyto rozdíly neukázaly statisticky významné. Je možné, že probandí již mohli při translaci vpřed částečně předvídat aplikovaný podnět (translace vpřed byli vždy testováni až druhé v pořadí po translacích vzad) a využít lépe jiné ekonomičtější strategie bez tak výrazného zapojení horních končetin (m. triceps brachii) k udržení vzpřímeného postavení. Objasnění tohoto problému by vyžadovalo další testování se současným snímáním aktivity svalů přední i zadní strany paže a s použitím pro změnu obráceného způsobu testování (zařazení translací vpřed jako prvních).

Pokud porovnáваме velikost aktivity m. triceps brachii u experimentální a kontrolní skupiny, nacházíme během translací vpřed i vzad statisticky významné rozdíly. Amputovaní jedinci aktivovali m. triceps brachii statisticky významně více než kontrolní skupina. Amputovaní jedinci byli dle tohoto zjištění více odkázáni na strategie využívající horní končetiny. Potvrzujeme tím tvrzení, že s amputací dolní končetiny přichází nutnost změny balančních strategií. Amputovaní jedinci jsou pro ztrátu možnosti vyrovnávat výchyly těla na úrovni kotníku amputované dolní končetiny nuceni zapojit svaly proximální (Viton, 2000; Mouchnino, 2006).

Stranová aktivita m. triceps brachii při reakci na neočekávané vychýlení těla

Díky znalosti interkončetinových strategií, kdy víme, že s aktivitou jedné dolní končetiny je spojena aktivita kontralaterální horní končetiny (Dietz, 2002; Zehr, 2004;

Zehr, 2007b), se můžeme domnívat, že i v rámci balančních reakcí se bude projevovat případná asymetrie na dolních končetinách do aktivity končetin horních.

Kontrolní skupina

Probandi kontrolní skupiny při našem testování translací MCT celkově více zapojovali m. triceps brachii levé horní končetiny. Můžeme hledat jisté souvislosti mezi lateralitou dolních končetin a reakcí horních končetin při automatických posturálních reakcích. Jak bylo zmíněno v předchozí části, nedominantní dolní končetina je končetinou zapojující se spíše v oporné funkci a dominantní dolní končetina je končetinou fázičkou, obratnější, rychleji reagující. Většina probandů naší kontrolní skupiny (vyjma tří s lateralitou spornou) měla dominantní pravou dolní končetinu. Můžeme předpokládat, že nedominantní dolní končetina bude i při balančních reakcích končetinou opornou, zároveň končetinou pomaleji reagující a dominantní končetina fázičkou (končetinou, která rychleji reaguje a v případě většího vychýlení realizuje krokovou balanční strategii).

V diskuzi k otázce 3 bylo popsáno, že COP v mediolaterálním směru je u zdravých jedinců z původního mírného posunu k dominantní dolní končetině vychylováno k nedominantní (zmíněné zpoždění reakce) a v zápětí opět k dominantní. Jak na toto reagují horní končetiny? Popsaná situace vyžaduje od jedince, aby vyrovnával jednak vychýlení nejvýznamnější ve směru anteroposteriorním a použil obě horní končetiny v „symetrické“ aktivitě, jednak ale také vychýlení mediolaterální. Strategii znovuzískání stability na anteroposteriorní translaci plošiny je vyrovnání balance pohyby COP současně i v mediolaterálním směru. Vzhledem k propriospinálním okruhům spojujícími horní i dolní končetiny (viz teoretická část), prokazatelnému asymetrickému zapojení horních končetin během chůze pro vyvážení stability v mediolaterálním směru, můžeme předpokládat – a výsledky naší studie to dokazují, že v rámci obnovení balance při anteroposteriorní translaci plošiny dochází k asymetrickému zapojování horních končetin. Z našeho testování vyplývá, že u zdravých probandů je při translaci více aktivována horní končetina kontralaterální ke končetině dominantní. Pokud by vychýlení proběhlo izolovaně v mediolaterálním směru, čekali bychom podobně jako ve vzpřímeném stoji větší aktivitu m. triceps

brachii kontralaterálně ke straně vychýlení, tedy přeneseno na naši situaci, kdy vychýlení proběhlo k nedominantní dolní končetině, aktivitu horní končetiny na straně dominantní (Grin, 2007, viz Diskuse k vědecké otázce 2). Jak jsme již zmínili, v našem případě se však jedná o situaci, kdy v reakci na anteroposteriorní translaci se vychýlí těžiště i mediolaterálně. Větší reakce stejnostranného m. triceps brachii ke straně vychýlení COP může být strategií, která má vyrovnat zpoždění jedné (levé) dolní končetiny. Podobně jako při chůzi pomůže rychleji zrotovat pánev a dolní trup a navrátit tělo do původního postavení. Vernazza-Martin (1999) uvádí, že aktivita svalů paže jedné strany v reakci na vychýlení těla je spojena s kontralaterální aktivací m. quadratus lumborum. Pohyb horní končetiny tedy není izolovanou akcí. V balančních reakcích se u zdravých jedinců vstupuje dle našeho testování jako první do aktivity dominantní dolní končetina a přes interkončetinové okruhy je zároveň aktivována kontralaterální paže.

Experimentální skupina

U amputovaných je podle Viton (2000), Isakov (2000), Hof (2007) hůře reagující postižená dolní končetina. Jak vyplývá z našich pozorování, COP u amputovaných buď zůstává vychýleno k neamputované dolní končetině, nebo se vychyluje směrem více do střední roviny k amputované dolní končetině. Pokud by se amputovaní chovali stejně jako zdraví jedinci, mohli bychom očekávat vyšší aktivitu svalu na straně pomaleji reagující dolní končetiny, tedy na straně vychýlení COP. Z naměřených dat můžeme říci, že aktivita m. triceps brachii mezi stranou amputovanou a neamputovanou byla u jedinců experimentální skupiny statisticky významně rozdílná, jak při MCT translacích vzad tak vpřed. Abychom však správně zhodnotili naměřená data, musíme se opět detailněji podívat na charakteristiku jednotlivých probandů. Jak jsme již zmínili, oproti zdravým jedincům, amputovaní nereagovali na vychýlení jednotnou strategií.

Při MCT translacích pozorujeme, že u čtyř probandů zůstává při obou translacích vždy více aktivní m. triceps brachii na neamputované straně a u tří vždy na straně amputace. U probandů, kteří aktivují vždy více horní končetinu neamputované strany, můžeme najít jednu hlavní společnou charakteristiku. Všichni vykazují při klidném

stojí oproti ostatním ze skupiny výrazně vyšší asymetrii v zatížení dolních končetin ve prospěch neamputované dolní končetiny a při translacích horší posturální stabilitu. U těchto probandů není tak dobrá adaptace na protézu amputované dolní končetiny a je větší vychýlení v mediolaterálním směru. Aktivita paže kontralaterální ke straně amputace pomáhá u jedinců s horší posturální stabilitou zabránit pádu na amputovanou stranu.

Opačný fenomén je možné vidět u probandů s přidruženým problémem v podobě zhoršeného cití na zdravé dolní končetině. Zdravá dolní končetina je vinou somatosenzorického deficitu méně jistou oporou a proto je u těchto probandů v balančních reakcích více zapojován m. triceps brachii kontralaterálně, tedy na straně amputované dolní končetiny.

5.5 Diskuse k vědecké otázce 5

Ve vědecké otázce 5 jsme řešili, jaká je aktivita m. triceps brachii při přechodu přes schod u probandů experimentální a kontrolní skupiny.

Zehr (2007b) a Adler (2008) uvádí, že při chůzi je zášvih horní končetiny spojen se švihovou fází ipsilaterální dolní končetiny. Zvýšenou aktivitu m. triceps brachii můžeme pozorovat dle Smith (1996) až při vyšší rychlosti chůze. Posteriorní muskulatura usnadňuje a zrychlí kontrarotaci pánve a horního trupu (Zehr, 2007b; Adler, 2008). Můžeme předpokládat, že zvýšenou aktivitu je možné pozorovat i při aktivitách vyžadujících větší odrazovou sílu dolní končetiny, např. u přechodu přes schod, který jsme použili při našem testování. Zároveň můžeme předpokládat, že pokud bude tato aktivita pro testovaného jedince balančně náročná, bude nutné zapojit k udržení balance horní končetiny nejen jako spoluaktéra chůze, ale zároveň aktivního účastníka balančních reakcí. Na základě našich výsledků můžeme poznamenat, že při výstupu na schod amputovanou dolní končetinou amputovaní probandi aktivovali m. triceps brachii výrazně více než při výstupu na schod neamputovanou končetinou. Průměrná aktivita při výstupu neamputovanou končetinou nevykazovala v porovnání s kontrolní skupinou tak výrazný rozdíl. Horní končetiny se

ukazují jako významný aktér a pomocník v provádění pohybových aktivit amputovanou končetinou.

Opět se zastavíme u symetrie aktivity m. triceps brachii. Byl prokázán statisticky významný rozdíl mezi aktivitou m. triceps brachii na amputované a neamputované straně u experimentální skupiny, tak i na pravé a levé straně u kontrolní skupiny. Čekali bychom, že se u amputovaných jedinců bude více zapojovat m. triceps brachii na straně amputace. Vycházíme z předpokladu, že při výstupu na schod zahájeném zdravou dolní končetinou bude pro amputovaného jedince náročnějším pohybem překročení schodu amputovanou dolní končetinou. Aby byla končetina schopna pohyb vykonat, švihový pohyb amputované dolní končetiny vpřed by měl být podpořen zášvihem ipsilaterální paže (Zehr, 2007b; Adler, 2008). Při výstupu přes schod amputovanou dolní končetinou zase hrozí u amputovaných větší laterální nestabilita a proto by aktivita m. triceps brachii strany amputace mohla pomoci zabránit pádu (Grin, 2007). Polovina probandů experimentální skupiny zapojuje při přechodu přes schod amputovanou i zdravou dolní končetinou více m. triceps brachii na straně amputace a polovina na straně nepostižené končetiny. Zajímavé je, že se vždy jedná o sval, který byl v klidu méně aktivní, a vždy o sval stejné strany, nevidíme změnu při výstupu druhou dolní končetinou. Trend zapojovat horní končetinu na straně amputace tedy vidíme u probandů s menšími rozdíly v zatížení dolních končetin v klidném stoji. Vede nás to k myšlence, že jako je pro zajištění lepší stability ve stoji pro amputované nutná aktivita paže na zdravé straně, tak je naopak k podpoření dynamické volní aktivity amputované dolní končetiny nutná horní končetina strany amputace. Neměli bychom opomenout zmínit, že dva probandi skupiny s aktivitou na zdravé straně nebyli schopni přechod přes schod při výstupu amputovanou dolní končetinou provést. Kdežto druhá skupina větší problémy v provedení dané aktivity nevykazovala. Pro nalezení dalších souvislostí by však bylo třeba porovnat naše pozorování s vyšetřením dalších aktivit.

5.6 Diskuse k vědecké otázce 6

Ve vědecké otázce 6 jsme hledali možné souvislosti mezi výsledky posturografických testů, vyšetření povrchovou elektromyografií a údaji z kineziologického rozboru, anamnézy a BESTest.

Některé základní souvislosti byly uvedeny už v předchozí části diskuse. Nyní se pokusíme vyjádřit k určitým klíčovým podobnostem.

Kontrolní skupina

Jako významný anamnestický údaj u kontrolní a experimentální skupiny se jeví věk vyšetřovaného. Můžeme říci, že jak ve vyšetřování BESTestem, tak při testování reakcí na vychýlení vykazují starší probandi (zvláště je to patrné od věkové hranice nad 60 let věku) horší posturální stabilitu než ostatní vyšetřovaní (viz Diskuse k vědecké otázce 1).

Krátce se zmíníme o lateralitě vyšetřovaných, která byla již podrobněji popisována v předchozím textu. Víme, že většina vyšetřovaných udávala laterální končetin pravostrannou. Z kineziologického rozboru vyplývá, že všichni kromě jednoho vyšetřovaného měli vyšší postavení ramene a lopatky na levé straně, většina měla také mírně vyšší postavení pánve na pravé straně. Vidíme, že už klidové postavení levé horní končetiny (větší „přilepení“ k trupu) a to, že její aktivita je přes interkončetinové okruhy spojena s kontralaterální dominantní dolní končetinou, ji předurčuje k výraznější posturální aktivitě. Jak jsme již uváděli, i naše měření aktivity m. triceps brachii ukázalo, že levá horní končetina je u zdravých jedinců více zapojována v posturálních reakcích na neočekávaný podnět. Zdá se, že tato horní končetina je končetinou „balanční“ (podporuje funkci dominantní dolní končetiny).

Experimentální skupina

Experimentální skupina nám poskytla poměrně zajímavý soubor odlišných probandů. Významným faktorem ovlivňujícím zatížení dolních končetin a obecně

i velikost aktivity svalů horních končetin při posturálně náročnějších situacích byla délka užívání protézy. Zde ale opět je nutné přihlídnout k individuálním schopnostem jedinců, věku pacienta a přidružených onemocnění (souvisejících s celkovou kondicí a stavem pohybového aparátu). Probandi s delším užíváním protézy sice vykazovali lepší adaptaci na protézu a větší symetrii zatížení dolních končetin, ale s věkem (viz. Diskuse k vědecké otázce 1) se asymetrie opět prohloubily, i když byla protéza užívána už řadu let. Toto zjištění nás může upozornit na potřebu trvalé spolupráce s pacientem, protože každý jedinec i zdánlivě již dobře adaptovaný na protézu prochází během života změnami, které opět mohou tento stav měnit.

Stav pahýlu a špatně padnoucí protéza jsou obecně známé faktory, které se i při našem vyšetření ukázaly jako zásadní v zajištění symetrie zatížení končetin a postavení těla. Předpokládali bychom, že i případná bolest bude významně ovlivňovat posturální stabilitu a zatížení pahýlu. Blouin (2003) uvádí, že bolestivé vjemy mění posturální kontrolu vzpřímeného držení těla. Nociceptivní aferentace vede k automatickému uhýbání bolesti. Autor studie ale uvádí, že závisí na intenzitě bolesti. Je-li malá, posturální stabilitu jedince tolik neovlivní. Při našem výzkumu jsme nenalezli přímou souvislost mezi posturální stabilitou, aktivitou horních končetin a bolestí v oblasti pahýlu nebo zdravé dolní končetiny. Určitou bolest, jak v oblasti pahýlu, tak v oblasti zad nebo zdravé dolní končetiny totiž udávali kromě dvou vyšetřovaných všichni amputovaní probandi. Zdá se však, že na bolest lépe reagují probandi s delším užíváním protézy. Ač někteří subjektivně udávali výrazné bolesti, na jejich posturálním výkonu se tento fakt neprojevil.

Zastavme se ještě u citlivosti zdravé dolní končetiny. Podle našeho testování se zdá, že čítí hraje významnou roli při posturálním chování amputovaného pacienta. I když nevidíme oproti ostatní probandům významné odlišnosti posturografických parametrů, ukazuje se, že neuropatie zdravé dolní končetiny se projevuje vždy vyšší aktivitou m. triceps brachii na straně amputace. Ta může přímo souviset s nestabilitou a zkreslenou informací podávanou CNS z dolní končetiny s porušeným čítím. Automaticky pak je spouštěna reakce zabraňující laterálnímu vychýlení k této straně.

5.7 Limity práce

Jistým limitem práce je nemožnost vyšetřit homogenní vzorek probandů experimentální a kontrolní skupiny. Bohužel nebylo v našich možnostech sehnat amputované probandy stejného věku, příčiny amputace, délky užívání protézy a bez dalších přidružených patologií. Dále oba vzorky neobsahují příliš velký počet naměřených probandů. Na druhou stranu bylo díky tomu možné podívat se na každého probanda jednotlivě a sledovat společné trendy u probandů se shodnými charakteristikami. Naše studie není pro svůj malý rozsah schopna dát obecné závěry, ale pestrým vzorkem vyšetřovaných může být přínosem v pohledu na problematiku jedinců po amputaci dolní končetiny.

5.8 Východiska pro praxi

Jak dokládá předchozí text, amputace dolní končetiny má vliv nejen na aktivitu a postavení dolních končetin, ale asymetrie se promítá i do oblasti pánve, trupu a jak uvádí tato práce do aktivity horních končetin. Horní končetiny jsou u méně posturálně stabilních jedinců nezbytným segmentem, který napomáhá udržení vzpřímeného stoje a provedení pohybu.

Naší prací jsme chtěli poukázat na zajímavé souvislosti, které můžeme použít ve fyzioterapeutickém přístupu k amputovaným jedincům. V terapii je vhodné využívat znalostí interkončetinových reakcí. Simultánní aktivitou horních a dolních končetin docílíme přes vzájemné neuronální spoje stimulaci aktivity postižené části. Oporná funkce jedné horní končetiny facilituje extenční aktivitu kontralaterální dolní končetiny (Zehr, 2007a, Haridas, 2003). Díky tomu můžeme začít s tréninkem zatížení amputované dolní končetiny již před opotézováním v pozicích vycházejících z vývojových posturálně lokomočních řad (ukázky možných modifikací využitelných v terapii viz Příloha 7, str. 125-126). Navíc facilitace správné aktivity řetězců trupu propojujících kontralaterální pánevní a ramenní pletenec je nutná k udržení vzpřímeného postavení a symetrie těla ve vertikále.

Dle poznatků z předchozího textu můžeme předpokládat, že aktivita horních končetin bude stěžejní v prvních fázích balančního tréninku stoje a chůze o protéze. V rámci chůze jsou horní končetiny segmentem, který může významně snížit její energetickou náročnost. Jak uvádí Ortega (2008), pokud horní končetiny participují na vyrovnávání laterálních vychylek, umožňují při chůzi zúžit šířku báze a švihem zesnadňují kontrarotace horního a dolního trupu jedince (zlepšení švihové fáze amputované dolní končetiny aktivitou horní končetiny ipsilaterální strany). Jak bylo již zmiňováno v teoretické části práce, pro amputované pacienty je právě energetická náročnost chůze o protéze jedním z výrazných limitů. Horní končetiny jsou dále výrazným pomocníkem v prevenci pádu (Troy, 2009, Marigold 2002). V rámci vývoje byly horní končetiny díky vertikalizaci do bipedního stoje „osvobozeny“ od své primárně posturální a lokomoční funkce a uvolněny pro manipulaci (Véle, 2006). Cílem terapie by proto mělo být zajištění co největší možné balanční schopnosti jedince, aby mohl pacient horní končetiny využívat k cílené volní aktivitě.

Hof (2007) uvádí, že bychom se neměli snažit změnit u amputovaného pacienta všechny vzniklé kompenzační strategie. Musíme vždy zvážit jeho možnosti a potenciál. Některé vzniklé asymetrie a náhradní způsoby provedení pohybu můžeme brát jako rozumné přizpůsobení se vzniklému poškození a jedině s nimi je pro amputovaného možné provádět běžné pohybové činnosti (Hof, 2007). V souladu s tímto tvrzením se musíme podle mého názoru snažit hlavně o dosažení co největší funkční kapacity pacienta, i když budeme muset připustit určité kvalitativní odchylky od normálu. Kompenzační reakce na daný stav by však měly amputovaného jedince do budoucna co nejméně poškozovat.

6 Závěr

V této práci jsme se snažili hledat vztahy mezi amputací dolní končetiny, posturálním chováním amputovaných jedinců a aktivitou m. triceps brachii.

Z výsledků můžeme odvodit závěry:

- Amputovaní jedinci už v klidném stoji prokazatelně více zatěžují neamputovanou dolní končetinu ve srovnání s kontrolní skupinou, vykazují horší posturální stabilitu a větší vychýlení v reakci na neočekávaný podnět.
- V reakci na neočekávané vychýlení používají amputovaní jedinci dvojí strategie (s „balancováním“ na zdravé končetině a s vychýlením více do středu směrem k amputované dolní končetině). Při obou strategiích je predominantně využívána neamputovaná dolní končetina.
- Aktivita m. triceps brachii je u amputovaných jedinců bilaterálně vyšší v klidném stoji i během translace plošiny. Během translace plošiny je vyšší aktivita m. triceps brachii kontralaterálně ke straně preferenčně zatěžované dolní končetiny. Naopak při volní fázické aktivitě podporuje pohyb amputované dolní končetiny horní končetina ipsilaterální strany.
- Zdraví jedinci využívají v posturálních strategiích více levou horní končetinu (kontralaterální k dominantní dolní končetině).
- Strategie zapojení HKK v rámci posturálního chování amputovaných vychází rovněž z délky pahýlu, příčiny amputace, věku probanda, délky užívání protézy, aj. faktorů.

Dle těchto závěrů je možné předpokládat existenci interkončetinových vztahů i v rámci balančních reakcí. V rámci komplexní terapie amputovaných pacientů se tak nabízí jejich praktické uplatnění. Dalo by s předpokládat, že podobné vztahy bude

možné pozorovat i u jiných diagnóz. Náš výzkum tedy může být inspirací pro další výzkumné práce.

Referenční seznam

Anonymous, *Data Interpretation Manual*. EquiTest System, Neurocom International, 2001.

Adler, S. Buck, M. Beckers, D. *PNF in practice*. 3th ed. Springer Medizin Verlag Heidelberg, 2008. ISBN: 12-978-3-540-73901-2.

Aruin, A. S., Latash, M. L., Nicholas, J. J. Anticipatory postural adjustments during standing in below-the-knee amputees. *Clinical Biomechanics* (on-line). Roč. 1997, č. 12, s. 52-59. (cit. 30.8.2010) dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/>.

Azevedo, M. T., Volchan, E. Imbiriba, A. et al. A freezing-like posture to pictures of mutilation. *Psychophysiology* (on-line). Roč. 2005, 42, č. 3. (cit. 12.12.2010) dostupné na: <http://onlinelibrary.wiley.com/>.

Balasubramaniam, R., Wing, A. M. The dynamics of standing balance. *Trends of Cognitive Sciences* (on-line) roč. 2002, č. 6., s. 531-536. (cit. 20.7.2010) dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/>.

Baraúna, M. A., Sanchez, H. M., Canto, R. S. T. et al. Evaluation of the static balance of lower limb amputees by means of computerized biophotogrammetry. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. Roč. 2006, 10, č. 1, s. 75-80, ISSN 1809-9246.

Benvenuti, F., Panzer, V., Thomas, S. et al. Flexibility of anticipatory postural adjustments revealed by self-paced and reaction-time arm movements. *Brain Research* (on-line). roč. 1997, č.1, s.59-70. (cit. 21.7.2010) dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/>.

Berkinblit, M. B., Fookson, O. I., Smetain, B. et al. The interaction of visual and proprioceptive inputs in pointing to actual and remembered targets. *Experimental Brain Research* (on-line). roč. 1995, s. 326-330. (cit. 20.7.2010) dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/>.

Blouin, J. S., Corbeil, P., Teasdale, N. Postural stability is affected by the stimulation of pain but not warm receptors in human. *Musculoskeletal Disorders* (on-line). roč.2003, 4, č. 23 (cit. 1.5.2011) Dostupné na: www.biomedcentral.com.

Borah, D. Wadhwa, S., Upinderpal, S. et al. Age related changes in postural stability. *Indian Journal of Physiological Pharmacology* (on-line). Roč. 2007, 51, č. 4. S. 395-404. (cit. 1.5.2011) dostupné na: www.ijpp.com.

Carpinella, I., Crenna, P., Rabuffetti. Coordination between upper- and lower-limb movements is different during overground and treadmill walking. *Eur. Journal Appl. Physiol.* (on-line). Roč. 2010, č. 108, s. 71-82. (cit. 8.11.2010) dostupné na: www.springerlink.com.

Curtze K., Otten, B., Potema, K. Effects of lower limb amputation on the mental rotation of feet. *Experimental Brain Research* (on-line). 2010, 201. s. 527-534. (cit. 8.3.2011) dostupné na: www.springerlink.com.

Čápková, J. *Terapeutický koncept : Bazální programy a podprogramy*. Ostrava : Repronis, 2008. ISBN: 978-80-7329-180-8.

Čihák, R. *Anatomie 1*. Grada-Publishing, Praha, 2001. ISBN 80-7169-970-5.

Čihák, R. *Anatomie 3*. Grada Publishing: Praha, 2004. ISBN: 80-7169-970-5.

Dietz, V. Neuronal coordination of arm and leg movements during human locomotion: Do human bipeds use quadrupedal coordination? *Trends in Neurosciences* (on-line). roč. 2002, č. 9. s. 462-467. (cit. 28.8.2010) dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/>.

Dvořák, R. Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005, roč. 12, č. 1, s. 18-22. ISSN 1803-6597.

Dylevský, I., *Kineziologie*. Praha, Triton, 2009. ISBN: 978-80-7387-324-0.

Enoka, M. R. *Neuromechanics of human movement*. Human Kinetics, Champaign, 2002. ISBN: 0697162427.

Fitzpatrick, R. C., Gordman, R. B., Burke, D. et al. Postural proprioceptive reflexes in standing human subjects: Bandwidth of response and transmission characteristics. *Journal of Physiology* (on-line). Roč. 1992, č. 3. (cit. 4.11.2010) dostupné na: <http://jp.physoc.org/>.

Friberg, O. Biomechanical significance of the correct length of lower limb prostheses: a clinical and radiological study. *Prosthetics and Orthotics International* (on-line). Roč. 1984, vol. 8, č. 3. s. 124 – 129. (cit. 9.3.2011) Dostupné na: <http://informahealthcare.com/>.

Fridman, A, Ona, I. Isakov, E. The influence of prosthetic foot alignment on trans-tibial amputee gait. *Prosthetics and Orthotics International* (on-line). Roč.2003, 27, s.17-22. (cit. 9.1.2011).dostupné na: <http://informahealthcare.com/>.

Gailey, R., Allen, K. Castles, J. et al. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *Journal of Rehabilitation Research and Development* (on-line). roč. 2008, č. 1. (cit. 25.8.2010) dostupné na: <http://www.rehab.research.va.gov/>.

Ganong, W. F., *Přehled lékařské fyziologie*. H+H, Praha, 2002. ISBN: 8085787369.

Grin, L., Frank, J., Allum, J.H. J. The effect of voluntary arm abduction on balance recovery following multidirectional stance perturbations. *Experimental Brain Research* (on-line). Roč. 2007, č. 178, s. 62-78. (cit. 9.11.2010). dostupné na: <http://www.springerlink.com/>.

Groenewegen, H. J. The Basal Ganglia and Motor Control. *Neural plasticity*. Roč. 2003, 10, č. 1-2. S 107-119.

Gurfingel, V., Cacciatore, T. W., Cordo, P. et al. Postural Muscle Tone in the Body Axis of Healthy Humans. *Journal of Physiology* (on-line). roč. 2006 č. 96. (cit. 24.9.2010). dostupné na: <http://jn.physiology.org/>.

Haridas, C., Zehr, P. Coordinated Interlimb Compensatory Responses to Electrical Stimulation of Cutaneous Nerves in the Hand and Foot During Walking. *Journal of Neurophysiology* (on-line). Roč. 2003, č. 90. (cit. 31.10.2010). dostupné na: <http://jn.physiology.org/>.

Hillman, C.H. et al. Emotion and motivated behavior: Postural adjustments to affective picture viewing. *Biological Psychology* (on-line), roč. 2004, č. 66, č.51-62. Dostupné na: <http://kch.illinois.edu/>.

Hof, A. L., Renske M., Schoppen, T. et al. Control of lateral balance in walking: Experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. *Gait & Posture* (on-line). Roč. 2007, č. 25. (cit. 30.8.2010) dostupné na: <http://citeseerx.ist.psu.edu/>.

Horak, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* (on-line). roč. 2006, č. 3 (cit. 15.7.2010). dostupné na: <http://ageing.oxfordjournals.org>.

Horak, F. B., S. H. Henry, Shumway-Cook A. Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders. *Physical Therapy* (on-line). Roč. 1997, č. 5 (cit. 16.7.2010). dostupné na: <http://physicaltherapyjournal.net/>.

Horak, F., Wrisley, D. M., Frank, J. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to Differentiate Balance Deficits. *Physical Therapy* (on-line). 2009, 89, č. 5. (cit. 1.3.2011) dostupné na: www.ptjournal.org.

Huang, H. J., Ferris, D. P. Neural coupling between upper and lower limbs during recumbent stepping. *Journal of Applied Physiology* (on-line). Roč. 2004, č. 97. (cit. 1.1.2010). dostupné na: <http://jap.physiology.org/>.

Chaudhry, H., Buket, B.; Ji, Z. Measurement of balance in computer posturography. *Journal of Bodywork & Movement Therapies* (on-line). roč. 2009, č. 20, s. 1-10 (cit. 22.1.2011). dostupné na: www.elsevier.com.

Chen, R., Corwell, B., Yaseen, Z. et al. Mechanisms of Cortical Reorganization in Lower-Limb Amputees. *The Journal of Neuroscience* (on-line), roč. 1998, č. 18, s. 3443–3450 (cit. 30.8.2010) dostupné na: <http://www.jneurosci.org/>.

Isakov, E., Mizrahi, J., Susak, M. D. et al. Influence of prosthesis alignment on the standing balance of below-knee amputees. *Clinical Biomechanics* (on-line). 1994, 9 , 4. S. 258-262. Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/>.

Isakov, E., Keren, O., Benjuya, N. Trans-tibial amputee gait: Time-distance parameters and EMG activity. *Prothetics and Orthotics International* (on-line). roč. 2000, č. 3. (cit. 25.8.2010) dostupné na: <http://informahealthcare.com/>.

Janura, M., Janurová, E. *Fyzikální základ biomechaniky*. Univerzita Palackého FTK: Olomouc, 2007. ISBN: 80-244-0644-6.

Janura, M. *Kinematická analýza pohybu člověka-Metody biomechanického výzkumu*. Univerzita Palackého FTK. Olomouc, 2004. ISBN 80-244-0930-5.

Jones, M. E., Steel, J. R., Bashford G. M. et al. Static versus dynamic prosthetic weight bearing in elderly trans-tibial amputees. *Prosthetic and Orthotics*. Roč. 1997, č. 21. S. 100-106.

Juvin, L., Simmers J., Morin, D. Propriospinal Circuitry Underlying Interlimb Coordination in Mammalian Quadrupedal Locomotion. *The Journal of Neuroscience* (on-line). Roč. 2005, 25, č. 25. (cit. 11.11.2010). dostupné na: www.jneurosci.org.

Kálal, J. K současným problémům lokomoce amputovaných na dolní končetině. *Rehabilitácia I*. roč. 2005, s.20–29.

Kaminski, T. R. The coupling between upper and lower extremity synergy during whole body reaching. *Gait and Posture* (on-line). roč. 2007, č. 26. (cit. 8.9.2010). dostupné na: <http://e.guigon.free.fr/>.

Karl, A., Birbaumer, N. Lutzenberger, W. et al. Reorganization of Motor and Somatosensory Cortex in Upper Extremity Amputees with Phantom Limb Pain. *The Journal of Neuroscience* (on-line). roč. 2001, č. 10. (cit. 30.8. 2010) dostupné na: <http://neuro.cjb.net/>.

Karnath, H. O., Ferber, S., Dichgans, J. The neural representation of postural kontrol in humus. *Proceedings of the National Academy of Science sof the USA* (on-line). Roč. 2000, 97, č. 25. (cit. 6.1.2011). dostupné na: <http://www.pnas.org/>.

Kavounoudias, A., Tremblay, C., Gravel, D. et al. Bilateral Changes in Somatosensory Sensibility After Unilateral Below-Knee Amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* (on-line). roč. 2005, č. 86. (cit. 28.8.2010) dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/>.

Kelso, J. A. S., *Human Motor Behaviour*. Lawrence Erlbaum Associates, New Jersey, 1982. ISBN: 0-89859-188-0.

Knecht, S., Henningsen, H., Hohling, C. Plasticity of plasticity? Changes in the pattern of perceptual correlates of reorganization after amputation. *Brain* (on-line). Roč. 1998, č. 4 (cit. 30.8. 2010) dostupné na: <http://brain.oxfordjournals.org/>.

Ko, Y. G., Challis, J. H., Newell, M. K. Postural coordination patterns as a fiction of dynamics of support surface. *Human movement Science* (on-line). Roč. 2001, č. 20. S.737-764. (cit. 6.1.2011). dostupné na: www.elsevier.com/.

Kolář, P. Diferenciace svalové funkce z hlediska posturální podstaty. *Medicina sportiva Bohemica et Slovaca*. Roč. 1996, č. 5, s. 4–8.

Kolář, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. Galén, Praha, 2009. ISBN: 978-80-7262-657-1.

Kolář, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, č. 4, s.152 – 164.

Kolář, P. Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze . *Pediatric pro praxi* (on-line). Roč. 2002, č. 5 (cit. 3.9. 2010). dostupné na: <http://www.pediatricpropraxi.cz/>.

Konrad, P. *ABC of EMG*. Noraxon USA, 2009. (cit. 22.1.2011) dostupné na: www.noraxon.com.

Králíček, P. *Úvod do speciální neurofyzologie*. Galén: Praha, 1995. ISBN: 9788072626182.

Kubeš, R. *Amputace*. in DUNGL, P. et al. *Ortopedie*. Praha: Grada, 2005. ISBN: 80-247-0550-8.

Kulkarni, J., Adams, J. et al. Association between amputation, arthritis and osteopenia in British male war veterans with major lower limb amputations. *Clinical Rehabilitation* (on-line). Roč. 1998, č. 12. (cit. 8.10.2010). dostupné na: <http://cre.sagepub.com/>.

Kuo, A. R. An optimal state estimation model of sensory integration in human postural balance. *Journal of neural engineering* (on-line). Roč. 2005, č. 2, s. 235-249. (cit. 20.7.2010) dostupné na: <http://iopscience.iop.org/>.

Lacour, M., Borel, L. Vestibular control of posture and gait. *Archives Italiennes de Biologie* (on-line). Roč. 1993, č. 2, s. 81-104. (cit. 16.7.2010) dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/>.

Latash, M. L. *Motor control and learning*. Springer Science. New York, 2006. ISBN: 13- 978-0-387-25390-9.

Latash, M. L. *Neurophysiological Basis of Movement*. Human Kinetics, 1998. ISBN: 0880117567.

Lenka, P., Tiberwala, D. N. et al. Effect of Stump Length on Postural Steadiness During Quiet Stance in Unilateral Trans-Tibial Amputee. *Journal of Medical Science* (on-line). Roč. 2010, č. 3., s.50-57. (cit.28.9.2010). Dostupné na WWW: <http://ajms.alameenmedical.org/>.

Maki, B. E., McIlroy, W. E., The Role of Limb Movements in Maintaining Upright Stance: The „Change-in-support“ Strategy. *Physical Therapy* (on-line). roč. 1997, č. 5. (cit. 3.8.2010) dostupné na: <http://www.physicaltherapyjournal.net/>.

Marigold, D. S., Bethune, J. A., Patla, A. E. Role of the Unperturbed Limb and Arms in the Reactive Recovery Response to an Unexpected Slip During Locomotion. *Journal of Neurophysiology* (on-line). roč. 2002. (cit. 29.8.2010) dostupné na: <http://jn.physiology.org/>.

Massion, J. Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology* (on-line). roč. 1992, č. 38. (cit. 5.8.2010) dostupné na: www.e.guigon.free.fr/.

Matějíček, M. *Ortopedická protetika*. in DUNGL, P. et al. Ortopedie. Praha: Grada, 2005. ISBN: 80-247-0550-8.

Maylor, E. A., Wing A. M. Age Differences in Postural Stability Are Increased by Additional Cognitive Demands. *Journal of Gerontology* (on-line). Roč. 1996, 51, č. 3, s. 143-154. (cit. 1.5.2011). dostupné na: www.symon.bham.ac.uk.

McIlroy, E. W., Maki, B. Early activation of arm muscles follows external perturbation of upright stance. *Neuroscience Letters* (on-line). roč. 1995, 184, s. 177-180. (cit. 8.1.2011). dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/>.

Melzer, I., Benjuya, J. Kaplanski, J. Age-Related Changes of Postural Control: Effect of Cognitive Tasks. *Gerontology* (on-line) Roč. 2001, č. 4. (cit. 24.9.2010). dostupné na: <http://content.karger.com/>.

Merzenich, M. M., Nelson, R. J., Stryker, M. S. et al. Somatosensory cortical map changes following digit amputation in adult monkeys. *The Journal of Comparative Neurology* (on-line). roč. 1984, č. 224 (cit. 29.8.2010) dostupné na: <http://onlinelibrary.wiley.com/>.

Mouchnino, L., Mille M. L., Martin, N. et al. Behavioral outcomes following below-knee amputation in the coordination between balance and leg movement. *Gait & Posture* (on-line). Roč. 2006, č. 24. (cit. 28.8.2010) dostupné na: <http://www.gaitposture.com/>.

Naddollek, H., Brauer S., Isles, R. Outcomes after trans-tibial amputation: the relationship between quiet stance ability, strength of hip abductor muscles and gait. *Physiotherapy Research International*. 2002, No. 7, p. 203 – 14.

„*Neurocom international*“ (on-line) 2009 (cit. 22.1.2011) dostupné na: <http://www.onbalance.com/>.

Ortega, D. J.; Fehلمان, L. A., Farley, C. T. Effects of aging and arm swing on the metabolit cost of stability in human walking. *Journal of Biomechanics* (on-line). Roč. 2008, č. 41, s. 3303-3308. (cit. 12.4.2011). dostupné na: www.JBiomach.com.

„*Otto Bock Health Care*“ (on-line) 2010 (cit. 8.9.2010) dostupné na: <http://www.ottobock.cz/>.

Pai, Y. Ch., Iqabal, K. Simulated movement termination for balance recovery: can movement strategies be sought to maintain stability in the presence of slipping or forced sliding? *Journal of Biomechanics* (on-line). roč.1999, 32, s. 779-786. (cit. 8.1.2011). dostupné na: <http://www.jbiomech.com>.

Patrick, S. K., Noah, A., Yan, J. F. Interlimb Coordination in Human Crawling Reveals Similarities in Development and Neural Control With Quadrupeds. *Journal of neurophysiology* (on-line). Roč. 2009, č. 101.(cit. 28.9.2010). dostupné na: <http://jn.physiology.org/>.

Pejšková, I., Mareček, A. Rehabilitační a protetická péče o pacienty-diabetiky po amputaci končetiny. *Medicína pro praxi* (on-line). roč. 2010 č. 7. s. 216-220. (cit. 8.9.2010) dostupné na: www.medicinapropraxi.cz.

Petrovický, P. et al. *Klinická neuroanatomie CNS*. Triton, Praha, 2008. ISBN: 978-80-7387-039-3.

Petřek, J., *Základy neurofyzologie*. 2. vyd. Olomouc : Univerzita Palackého - Lékařská fakulta, 1995. ISBN: 80-7067-448-2.

Reisman, D. S., Bastian, A. J., Morton, S. M. Neurophysiologic and Rehabilitation Insights From the Split-Belt and Other Locomotor Adaptation Paradigms. *Physical Therapy* (on-line). Roč. 2010, č. 2. (cit. 28.9.2010) dostupné na: <http://ptjournal.apta.org/>.

Richter, P., Hebger E. *Trigger points and muscle chains in osteopathy*. New York: Thieme, 2009. ISBN 978-3-13-145051-7.

Rodová, D., Mayer, M., Janura, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Roč. 2001, č. 4, s. 173-177.

Rommers, G. M., Vos, L. D. et al. Clinical rehabilitation of the amputee: a retrospective study. *Prosthetics and Orthotics International* (on-line). 1996, 20,s. 72-78. Dostupné na: <http://informahealthcare.com>.

Rosický, J. *Protéza dolní končetiny - díly z kompozitových materiálů*. Závěrečná zpráva o projektu výzkumu a vývoje PZ-Z2/13. Frýdek-Místek, ING corporation, 1999. (cit. 8.10.20120). dostupné na: <http://www.ortotikaprotetika.cz/>.

Roy, F. D. Associative plasticity and afferent regulation of corticospinal excitability in uninjured individuals and after incomplete spinal cord injury. *Journal of Neurophysiology* (on-line). Roč. 2010, č. 10. (cit. 1.9.2010) dostupné na: <http://jn.physiology.org/>.

Santos, M. J., Kanekar, N., Aruin, A. S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. *Electromyographic analysis. Journal of Electromyography and Kinesiology* (on-line). Roč. 2009, č. 3. (cit. 28.10.2010). Dostupné na WWW: <http://www.jelectromyographykinesiology.com/>.

Seymour, R. *Prosthetics and Orthotics-Lower Limb and Spine*. Lippincott: Williams and Wilkins. Philadelphia, 2002. ISBN: 0-7817-2854-1.

Smith, L. K., Weiss, E. L., Lehmkuhl, L. D. *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*. 5. vyd. Philadelphia: F. A. Davis, 1996. ISBN 0-8036-7916-5.

Smith, D. G. Postoperative dressing and management strategies for transtibial amputations: A critical review. *Journal of prosthetics and Orthotics* (on-line). roč. 2004, č. 3. (cit. 25.8.2010) dostupné na : <http://journals.lww.com/>.

Shumway-Cook, A., Woollacott M. H. *Motor control*. Lippincott Williams And Wilkins (United States), 2007. ISBN: 9780781766913.

Sovák, M. *Lateralita jako pedagogický problém*. Praha: Univerzita Karlova, 1962.

„Společnost RL-corporis Olomouc“ (on-line) 2003 (cit. 1.8.2010) dostupné na: www.rl-corporis.cz.

Svoboda, Z., Janura, M., Rosický, J. Influence of a trans-tibial prosthesis alignment on the time variables of gait. 2007 *University of Ostrava (on-line)* (cit. 9.1.2011) dostupné na: <http://zsf.osu.cz>.

Taube, W., Schubert, M., Gruber, M. et al. Direct corticospinal pathways contribute to neuromuscular control of perturbed stance. *Journal of Applied Physiology* (on-line). Roč. 2006, č. 101, s. 420-429. (cit. 6.1.2011). dostupné na: <http://jap.physiology.org/>.

Trojan, S, Pokorný, J. Teoretický a klinický význam neuroplasticity. *Bratislavské lékařské listy* (on-line). Roč. 1997, č. 12, s. 667-673. (cit. 1.9.2010) dostupné na: www.bmj.sk/.

Trojan, S. et al. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3. Vydání. Grada Publishing: Praha, 2005. ISBN: 80-247-1296-2.

Trojan, S. et al. *Lékařská fyziologie*. Grada: Praha, 2004. ISBN: 80-247-0512-5.

Troy, L. K., Donovan, S. J., Grabiner, M. D. Theoretical contribution of the upper extremities to reducing trunk extension following a laboratory-induced slip. *Journal of Biomechanics* (on-line) roč. 2009, č. 9. (cit. 9.9.2010) dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/>.

Vaníček, N. et al. Postural Responses to Dynamic Perturbations in Amputee Fallers Versus Nonfallers: A Comparative Study With Able-Bodied Subjects. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* (on-line) .roč. 2009, 90, č. 6, s.1018 (cit. 9.1.2011). dostupné na: <http://www.archives-pmr.org/>.

Véle, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing 1997. ISBN: 80-7169-256-5.

Véle, F. *Kineziologie*. Triton, Praha, 2006. ISBN: 80-7254-837-9 .

Vernazza-Martin, S.; Martin, N.; Cincera, M.; Pedotti, A. et al. Arm rating in humus under loaded vs. unloaded and bipedal vs. unipedal conditions. *Brain Research* (on-line). Roč. 1999, č. 846. S. 12-22. (cit. 9.4.2011) dostupné na: www.elsevier.com.

Viton, J. M., Mouchnino, L., Mille, M. L. et al. Equilibrium and movement control strategies in trans-tibial amputees. *Prosthetics and Orthotics* (on-line). Roč. 2000, č. 24. (cit. 23.8.2010) dostupné na: <http://www.informaworld.com/>.

Vojta, V., Peters, A. *Vojtův princip*. Grada Publishing, Praha, 1995. ISBN: 807169004.

Vrieling, A.H., Keeken, H.G., Schoppen, T. et al. Balance control on a moving platform in unilateral lower limb amputees. *Gait and Posture* (on-line). Roč. 2008, č. 28. s. 222-228 (cit. 10.9.2010). dostupné na: <http://share.eldoc.ub.rug.nl/>.

Vystrčilová M., Kračmar B., Novotný P. Ramenní pletenec v režimu kvadrupedální lokomoce. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Roč. 2006, č. 2, s. 92 –98. ISSN 1211–2658.

Winter, D. A., Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and posture* (on-line). Roč. 1995, č. 3. s. 193-214. (cit. 5.8.2010) dostupné na: <http://www.gaitposture.com/>.

Yigiter, K., Sener, G., Erbahnceci, F. A comparison of traditional prosthetic training versus proprioceptive neuromuscular facilitation resistive gait training with trans-femoral amputees. *Prosthetics and Orthotics International* (on-line) ,roč. 2002, č. 26, ,s. 213-217. (cit. 28.10.2010). dostupné na: <http://www.informaworld.com/>.

Zehr, E. P., Haridas, C. Modulation of cutaneous reflexes in arm muscles during walking: further evidence of similar control mechanisms for rhythmic human arm and leg movements. *Exp. Brain Research* (on-line). Roč. 2003, č. 146. (cit. 4.11.2010). dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/>.

Zehr, E. P., Duysens, J. Regulation of Arm and Leg Movement during Human Locomotion. *The Neuroscientist* (on-line). roč. 2004, č. 10, s. 347-361. (cit. 30.8.2010) dostupné na: <http://nro.sagepub.com/>.

Zehr, P., Balter, J. E., Ferris, D. P. et al. Neural regulativ of rhythmic ar mand leg movement is conserved Gross human locomotor tasks. *Journal of Physiology* (on-line). Roč. 2007, č. 582.1 (cit. 31.10.2010). dostupné na: <http://jp.physoc.org/>.

Zehr, E. P., Klimstra, M., Dragert, K. et al. Enhancement of Arm and Leg Locomotor Coupling With Augmented Cutaneous Feedback From the Hand. *Journal of Neurophysiology* (on-line). Roč. 2007, č. 98. (cit. 28.9.2010). dostupné na: <http://jn.physiology.org/>.

Seznam zkratek

Aj. – a jiné

Atd. – a tak dále

BESTest - The Balance Evaluation Systems Test

BOS – „base of support“, opěrná báze

cm – centimetr

CNS - centrální nervový systém

COG - „center of gravity“, vertikální projekce těžiště těla do podložky

COP – „center of pressure“,

CPGs – „central pattern generators“, centrální generátory vzorců pohybu

Dex – „dexter“, pravý

DK – dolní končetina

EMG – elektromyografie

Hz - Herz

kg – kilogram

m. – z lat. slova „musculus“, sval

MCT – motor kontrol test

ms – milisekunda

m/s – metr za sekundu

MS Excel – microsoft excel

Např. – například

p - hladina statistické významnosti

Resp.- respektive

RMS – z ang. slova „root mean square“, kvadratický průměr značící efektivní hodnotu

Sin – „sinister“, levý

Str. – strana

Tb – m. triceps brachii

Tzv. – takzvaně

Viz – „videre licet“, lze vidět

WBS – weight bearing squat

Z – testovací statistika

Seznam grafů

Graf 1. Příklad hodnocení průběhu COP u probanda experimentální skupiny.....	51
Graf 2. Klidová aktivita m. triceps brachii u probandů experimentální skupiny.....	56
Graf 3. Klidová aktivita m. triceps brachii u probandů kontrolní skupiny.....	57
Graf 4. Průměrná aktivita m. triceps brachii při MCT u experimentální a kontrolní skupiny.....	61
Graf 5. Průměrná aktivita m. triceps brachii při výstupu na schod u experimentální a kontrolní skupiny.....	63
Graf 6. Pohyb COP x během velké translace mct vpřed u probanda kontrolní skupiny.....	70
Graf 7. Pohyb COP x během velké translace mct vzad u probanda kontrolní skupiny.....	70
Graf 8. Pohyb COP x při mct vzad, strategie „balancování“ na zdravé dolní končetině u probanda experimentální skupiny.....	71
Graf 9. Pohyb COP x při mct vzad, vychýlení do středního postavení u probanda experimentální skupiny.....	72

Seznam tabulek

Tabulka 1. Tabulka 1. Statistické parametry porovnání zatížení dolních končetin v klidném stoji.....	54
Tabulka 2. Procentuální zatížení dolních končetin při WBS.....	54
Tabulka 3. Statistické parametry klidové aktivity m. triceps brachii.....	56
Tabulka 4. Vychýlení COP x při MCT.....	58
Tabulka 5. Průměrné hodnoty vychýlení COP během MCT.....	59
Tabulka 6. Porovnání aktivity m. triceps brachii při MCT.....	60
Tabulka 7. Porovnání aktivity m. triceps brachii při výstupu na schod.....	63

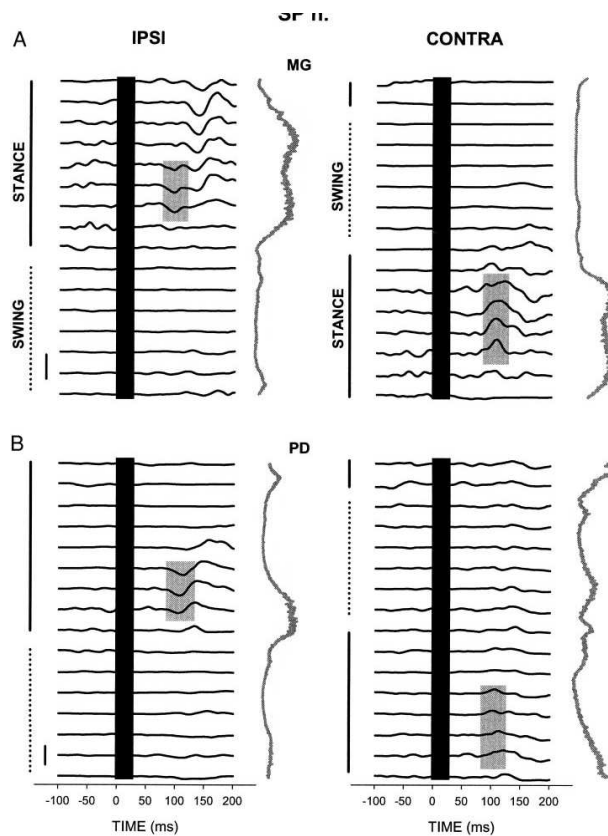
Seznam příloh

Příloha 1. Obrázky k textu teoretické části	102
Příloha 2. Informovaný souhlas klienta	104
Příloha 3. Tabulky antropometrické a anamnestické údaje.....	105
Příloha 4. Vybrané testované situace BESTest.....	109
Příloha 5. Tabulky k výsledkům.....	112
Příloha 6. Grafy k výsledkům.....	117
Příloha 7. Praktické ukázky stimulace zatížení pahýlu přes oporu o kontralaterální horní končetinu.....	125

Přílohy

Příloha 1. Obrázky k textu teoretické části

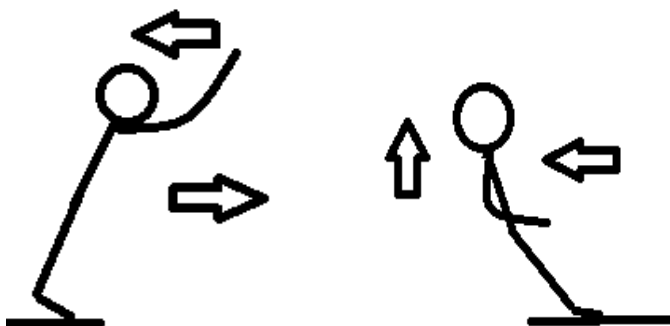
Obrázek 1. EMG záznam koordinované aktivity horních a dolních končetin během lokomoce (Zehr, 2007b).



Legenda: A: ipsilaterální mediální gastrocnemius, kontralaterální gastrocnemius B: ipsilaterální zadní část deltoideu, kontralaterální zadní část deltoideu šedý obdelník - pozorovaná část cyklu

Vidíme ipsilaterální inhibici a kontralaterální aktivaci během stojné fáze. Kontralaterální zadní deltoideus participuje na zášvihu horní končetiny, kontralaterální mediální gastrocnemius odemyká koleno a účastní se odrazu dolní končetiny.

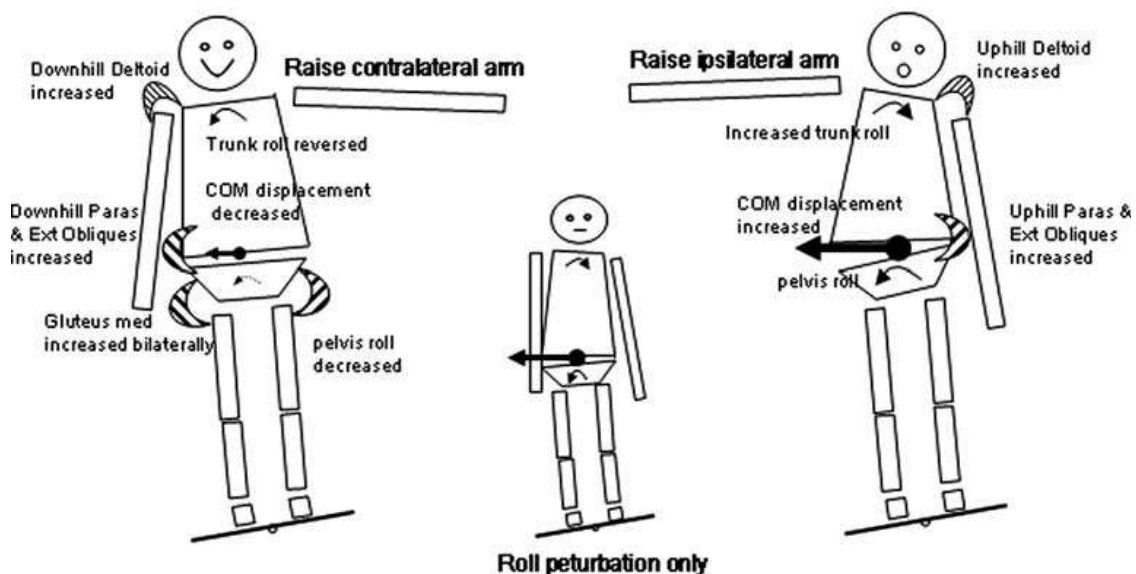
Obrázek 2. Zapojení horních končetin v posturálních strategiích-anteroposteriorní směr (vlastní obrázek, 2010).



Vychýlení těla vpřed

Vychýlení těla vzad

Obrázek 3. Pohyby paže při laterálním vychýlení (Grin, 2007).



Legenda: První obrázek: Při laterální peturbaci dochází s pohybem kontralaterální paže ke snížení vychýlení těžiště. Druhý obrázek: Reakce na vychýlení bez pohybu paží. Třetí obrázek: Při pohybu ipsilaterální paže dojde ke zvýšení vychýlení těžiště.

Příloha 2 Informovaný souhlas klienta

Informovaný souhlas klienta

Pro účely výzkumného projektu v rámci diplomové práce.

Výzkumný projekt se zabývá aktivitou horních končetin u jedinců po amputaci dolní končetiny a u zdravých subjektů pomocí počítačové posturografie a povrchové elektromyografie.

Klient.....

Souhlasím s provedením vyšetření pro účely výzkumu zabývajícího se hodnocením posturálního chování pomocí počítačové posturografie a povrchové elektromyografie v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc. Souhlasím, že výsledky mohou být anonymně publikovány. Rozumím cílům studie a postupům řešení a souhlasím s nimi.

Potvrzuji, že mne Bc. Ludmila Hylmarová

informovala o podstatě projektu a seznámila mne s cíli, metodami a postupy, které budou v rámci projektu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Informacím týkajícím se průběhu tohoto projektu jsem porozuměl a potvrzuji, že jsem měl dostatek času na seznámení se projektem a souhlasím, že má účast na tomto projektu je podle mé vlastní vůle. Vím, že se mohu kdykoliv zeptat na více informací, případně ukončit svoji účast v projektu bez udání důvodů.

Jméno klienta:

Podpis:

Datum souhlasu:

Příloha 3. Tabulky antropometrické a anamnestické údaje

Tabulka 1. Antropometrické parametry experimentální skupina

proband experimentální skupina	věk	výška (cm)	hmotnost (kg)	BMI	stupeň aktivity	amputovaná DK	délka užívání protézy (roky)	délka zdravé DK	délka stehna zdravé DK (cm)	délka stehna amputované DK (cm)	délka pahýlu (cm)	obvod stehna zd. DK (cm)	obvod stehna amp. DK (cm)	rozdíl obvodu stehna DKK (cm)
1	53	180	70	21,6	4	levá	2,0	97,0	45,0	45,0	17,6	50,5	47,0	3,5
2	59	172	88	29,7	4	levá	27,0	89,0	40,0	40,0	17,0	52,0	51,0	1,0
3	37	192	92	25,0	4	pravá	5,0	97,0	44,0	43,5	18,0	52,0	46,5	5,5
4	39	175	97	31,7	4	levá	7,0	95,0	45,0	45,0	27,0	63,0	58,0	5,0
5	66	178	82	25,9	3	levá	8,0	96,0	42,0	41,0	18,0	51,0	45,0	6,0
6	69	170	76	26,3	3	levá	50,0	87,0	42,0	41,0	28,0	51,0	46,0	5,0
7	46	180	80	24,7	3	levá	1,0	98,0	46,0	46,0	31,5	51,0	49,0	2,0
8	57	178	100	31,6	3	pravá	0,5	85,0	45,0	45,0	19,0	50,0	44,0	6,0
9	49	176	87	28,1	4	levá	18,0	87,0	39,5	39,5	17,0	54,5	49,5	5,0
10	73	172	74	25,0	3	pravá	15,0	93,0	46,0	46,0	12,0	46,0	40,0	6,0
11	71	187	120	34,3	3	levá	3,0	101,0	47,0	46,0	21,0	55,0	56,0	1,0
12	73	180	90	27,8	3	levá	1,5	91,0	42,0	42,0	15,0	52,0	48,5	3,5
průměr	52,8	177,9	85,8	27,2			13,2	92,3	43,2	42,9	21,5	52,8	48,4	4,3
SO	11,1	6,3	9,8	3,4			16,3	5,2	2,4	2,5	5,7	4,0	4,2	1,8

Legenda: DK – dolní končetina, DKK - dolní končetiny

Tabulka 2. Antropometrické parametry kontrolní skupina

proband kontrolní skupina	věk	výška (cm)	hmotnost (kg)	BMI	délka pravé DK (cm)	délka levé DK (cm)	délka stehna pravé DK (cm)	délka stehna levé DK (cm)	obvod stehna pravé DK (cm)	obvod stehna levé DK (cm)	rozdíl v obvodu pravé a levé DK (cm)
1	42	182	73	22,04	91	91	44	44	49	50	-1
2	47	185	100	29,22	97	97	52	52	52	54	-2
3	52	183	80	23,89	96	96	44	44	47,5	49	-1,5
4	61	179	98	30,59	91	91	42	42	54	53	1
5	47	195	106	27,88	110	110	57	57	51	50	1
6	59	179	74	23,10	90	90	45	45	46	45	1
7	62	185	85	24,84	102	102	51	51	51	52	-1
8	46	171	80	27,36	90	89	47	46	51,5	50,5	1
9	46	186	76	21,97	97,5	97	46	46	46,5	45,5	1
10	47	187	76	21,73	98	99	46	47	47	46	1
11	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
průměr	50,9	183,2	84,8	25,3	96,3	96,2	47,4	47,4	49,6	49,5	0,1
SO	7,2	6,3	12,1	3,3	6,3	6,5	4,6	4,6	2,7	3,1	1,3

Legenda: DK – dolní končetina, DKK - dolní končetiny

Tabulka 3. Vybrané anamnestické údaje experimentální skupina

Anamnestické údaje experimentální skupina

proband	experimentální skupina	amputovaná DK	příčina amputace	typ protetického chodidla	ne příjemné pocity v jizvě	čítí	bolest v oblasti pahýlu lůžka při chůzi	bolesti jiné části těla při chůzi	jiné zdravotní potíže, které nebyly před amputací	jistota při chůzi	další zdravotní potíže
1	L	T	D	N	norma	N	N	N	N	A	1975-úraz levé DK, opakované záněty, 1998 TEP KYK levé DK
2	L	T	D	N	norma	A-delší chůze	bolest L páteř	N	N	A	N
3	P	T	V	N	norma	při delším stojí	kotník zdravé DK	bolest kotníku ZDK, bolest KOK amput. DK	N	A	N
4	L	T	V	N	norma	N	KOK zdravé DK, L páteř	bolesti kolen	N	A	N
5	L	VP	SA	N	norma	N	bolest ZDK	N	N	A	DM, zlomenina L obratle
6	L	T	D	N	norma	při delším stojí	bolest KYK, L páteř-delší chůze	N	N	A	DM, ICHS
7	L	T	D	A	snížené	A-delší chůze		bolest v oblasti pahýlu	N	N	luxace RAM
8	P	T	D	A	norma	A-bolest při stojí i chůzi-vpředu na tibii, v jizvě	bolest L páteř, bolest kotníku a KOK zdravé DK	bolest RAM levé HK, fantomové bolesti	N	N	polyneuropatie levé části těla, hypertenze
9	L	T	S	N	norma	A	bolest ZDK-KYK,L páteř	otok zadní části pahýlu	N	A	úraz a stabilizace horní Th páteře, vazoneuróza HKK
10	P	T	S	A	norma	A, otlaky, odřeniny, cysty	ZDK-KYK	N	N	A	zdravá DK-ucpaní cév, angioplastika, neuropatie prstů zdravé DK, DM II. typu, zlomenina LDK-tibie, fibula-1995
11	L	T	V	A	norma	N	N	kožní problémy pahýlu, fantomové bolesti	N	N	hypertenze
12	L	VP	S	N	norma	N	N	fantomové bolesti	N	N	ICHDK, operace cév

Legenda: A-ano, N-ne, D-dynamic, S-sureflex, V-variflex, SA-SACH, L-levá, P-pravá, trauma-T, vakulární příčina-VP, DM-diabetes mellitus, DK-dolní končetina, ZDK- zdravá dolní končetina, KYK- kyčelní kloub, KOK-kolenní kloub, ICHS-ischemická choroba srdeční, ICHDK-ischemická choroba dolních končetin

Tabulka 4. Vybrané anamnestické údaje kontrolní skupina

Anamnestické údaje kontrolní skupina

proband kontrolní skupina	lateralita	vady p.aparátu	úrazy	operace	bolesti související se stavem pohyb.aparátu
1	dx	ne	ne	ne	KYK obě DK, delší stání L páteř
2	dx	ne	duben 2009-luxační bimalleolární zlomenina pravá DK	tříselná kýla	kotník pravé DK
3	dx-sin	ne	ne	tříselná kýla	bolest L páteře a KYK v klidu
4	dx-sin	ne	1956-fractura předloktí PHK, 1992-fractura žeber vpravo	ne	od 1960 LBP, 1995-2007-radikulární dráždění pravá DK-L5, od 1995-migrény, bolest KOK pravé DK
5	dx	pes planus, VDT	ne	ne	chodidla a prsty delší chůze
6	dx-sin	ne	fractura levá klíč. kost, 2006-odtržení kolaterálních vazů pravý KOK	ne	KOK
7	dx	ne	ne	ne	ne
8	dx	ne	2008 zlomenina tibie, fibula levá DK, utržen meniskus PDK, plastika LCA	operace stěv	delší poh. aktivita bolest pravé KOK
9	dx	ne	časté distorze kotníků		LBP
10	dx	zvětšená kyfóza Th páteře,skolióza	1988 úraz předloktí PHK, 2008 utržení biceps pravá horní končetina	křečové žíly obě DK	chronické přetížení pravého zápěstí-bolest,omezená hybnost

Legenda: dx-pravá, sin - levá, KOK - kolenní kloub, KYK-kyčelní kloub, LBP - low back pain, DK - dolní končetina, LCA - ligamentum cruciatum anterius, L páteř - lumbální páteř

Příloha 4. Vybrané testované situace BESTest

Formulář vybraných testovaných situací BESTest

1. Stabilizace trup-kyčel.

(3) Normální: schopnost abdukce obou kyčlí ke zvednutí chodidla nad podlahu po dobu 10 sekund, zatímco trup je držen ve vertikále.

(2) Mírná: Abdukce obou kyčlí ke zvednutí chodidla nad podlahu po dobu 10 sek. bez udržení trupu vertikálně.

(1) Střední: Schopnost abdukovat pouze jednu kyčel se schopností udržet trup vertikálně po dobu 10 sek.

(0) Nemůže abdukovat ani jednu kyčel, aby udržel trup ve vertikále.

2. Funkční dosah dopředu.

(3) Maximálně k limitu: >32 cm

(2) Mírná: 16,5-32 cm

(1) Slabá: < 16,5 cm

(0) Neměřitelný dosah

3. Funkční dosah laterálně.

Levá (amputovaná)	Pravá (zdravá)	Dosažené limity
(3)	(3)	maximálně k limitu > 25,5 cm
(2)	(2)	mírně: 10 - 25,5 cm
(1)	(1)	slabé: < 10 cm
(0)	(0)	něměřitelné

4. Stoj na jedné noze.

Stoj na LDK (amputované)	čas v sekundách.....	Stoj na PDK (zdravé)	čas v sekundách.....
(3)	Normální: stabilní > 20 s	(3)	Normální: stabilní > 20 s
(2)	Pohyby trupu, nebo 10-20 s	(2)	Pohyby trupu, nebo 10-20 s
(1)	Stojí: 2-10 s	(1)	Stojí: 2-10 s
(0)	Neschopen provést	(0)	Neschopen provést

5. Posturální odpověď na místě - dopředu.

- (3) Obnova stability jen v kotnících, bez přidaných pohybů paže nebo v kyčlích.
- (2) Obnova stability se současným pohybem paží nebo v kyčlích.
- (1) Udělá krok pro obnovu stability.
- (0) Spadl by, bez pomoci, nebyl vykonán pokus.

6. Posturální odpověď na místě - dozadu.

- (3) Obnova stability jen v kotnících, bez přidaných pohybů paže nebo v kyčlích.
- (2) Obnova stability se současným pohybem paží nebo v kyčlích.
- (1) Udělá krok pro obnovu stability.
- (0) Spadl by, bez pomoci, nebyl vykonán pokus.

7. Kompenzační kroková korekce - dopředu.

- (3) Obnoví se nezávisle jedním dlouhým krokem (druhý krok povolen).
- (2) Více než jeden krok k obnovení balance nebo jeden krok s nestabilitou.
- (1) Udělá několik kroků k obnovení stability nebo potřebuje minimum pomoci k prevenci pádu.
- (0) Neudělá krok nebo by spadl, kdyby nebyl chycen.

8. Kompenzační kroková korekce – dozadu.

- (3) Obnoví se nezávisle jedním dlouhým krokem (druhý krok povolen).
- (2) Více než jeden krok k obnovení balance nebo jeden krok s nestabilitou.
- (1) Udělá několik kroků k obnovení stability nebo potřebuje minimum pomoci k prevenci pádu.
- (0) Neudělá krok nebo by spadl, kdyby nebyl chycen.

9. Kompenzační kroková korekce laterálně.

P (zdravá) L (amputovaná)

- (3) (3) obnoví se nezávisle jedním krokem (překřížení DK)
 (2) (2) více než jeden krok, ale obnova nezávislá
 (1) (1) udělá několik kroků k obnovení stability, potřeba pomoc proti pádu
 (0) (0) pád, neudělá krok

Tabulka 1. Výsledky BESTest

	1	2	3a	3b	4a	4b	5	6	7	8	9a	9b	součet
Experimentální skupina													
proband 1	1	2	3	3	0	2	2	1	3	3	3	2	23
proband 2	3	1	2	2	1	3	3	1	3	3	3	3	28
proband 3	1	2	2	3	1	3	1	3	3	3	2	2	26
proband 4	1	3	3	3	1	3	3	3	1	3	3	3	30
proband 5	0	2	2	2	0	1	3	1	3	3	3	3	23
proband 6	1	2	2	2	0	2	1	2	3	3	3	3	24
proband 7	1	2	2	2	1	3	3	1	3	3	2	3	23
proband 8	0	2	3	3	1	1	2	1	2	2	3	3	23
proband 9	1	3	3	3	1	3	2	1	3	3	3	3	29
proband 10	1	2	2	2	1	2	2	1	3	3	3	3	25
proband 11	0	2	3	3	1	1	3	2	3	2	3	3	26
proband 12	1	2	2	2	0	2	2	1	2	1	0	2	15
průměr	0,9	2,08	2,42	2,50	0,67	2,17	2,25	1,50	2,67	2,67	2,58	2,75	24,5
Kontrolní skupina													
proband 1	3	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	35
proband 2	2	3	3	3	3	2	3	2	3	3	3	2	32
proband 3	3	3	2	3	3	3	2	3	3	3	3	3	34
proband 4	2	2	3	3	3	3	3	2	3	3	3	3	33
proband 5	3	3	2	2	3	3	3	2	3	3	3	3	33
proband 6	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	36
proband 7	2	2	3	3	3	3	2	2	3	3	3	3	32
proband 8	3	3	2	2	3	3	2	1	3	3	3	3	31
proband 9	3	3	3	2	3	3	2	3	3	3	3	3	34
proband 10	3	3	2	3	3	3	2	1	3	3	3	3	32
průměr	2,6	2,62	2,62	2,75	3	2,87	2,62	2,25	3	3	3	2,87	33,2

Legenda:

výšší výsledek- lepší stabilita, max. 36 bodů, žlutá barva - označuje testy s nejhorším skóre

Příloha 5. Tabulky k výsledkům

Tabulka k otázce 1. Zatížení dolních končetin při WBS

Zatížení dolních končetin při WBS			
skupina			
experimentální	amputovaná DK	nepostižená DK	rozdíl %
proband 1	47,75	52,25	4,50
proband 2	47	53	6,00
proband 3	46,67	53,33	6,67
proband 4	49,25	50,75	1,50
proband 5	45	55	10,00
proband 6	39,50	60,50	21,00
proband 7	34,75	65,25	30,50
proband 8	39,75	60,25	20,50
proband 9	39,25	60,75	21,50
proband 10	46,75	53,25	6,50
proband 11	40,75	59,25	18,50
proband 12	35,25	64,75	29,50
kontrolní	levá DK	pravá DK	rozdíl %
proband 1	50,50	49,50	1,00
proband 2	43,25	56,75	13,50
proband 3	51,50	48,50	3,00
proband 4	50,25	49,75	0,50
proband 5	45,25	54,75	9,50
proband 6	51,25	48,75	2,50
proband 7	52,00	48,00	4,00
proband 8	49,75	50,25	0,50
proband 9	49,56	50,44	0,88
proband 10	50,64	49,36	1,28
proband 11	45,50	54,50	9,00

Legenda: DK - dolní končetina, WBS - weight bearing squat

Tabulka k otázce 2. Klidová aktivita m. triceps brachii u experimentální a kontrolní skupiny

experimentální skupina			kontrolní skupina		
proband	tb sa	tb zs	proband	tb sin	tb dx
1	3,169281498	3,339696	1	0,7625	0,7625
2	2,686684753	3,908073	2	0,635	0,805
3	4,801506484	5,979819	3	9,668125	4,259375
4	4,227728535	4,802532	4	0,9975	0,755
5	3,322710195	4,480194	5	2,176986	4,53216341
6	5,189450804	2,798315	6	5,17592	3,9045656
7	2,410833436	1,950936	7	4,216647	7,39716628
8	1,816812717	0,945081	8	1,563784	1,51977461
9	4,979886025	3,227172	9	1,219216	1,72149601
10	4,350584722	2,443646	10	1,780163	1,14086857
11	3,596254324	3,519405	11	3,726454	2,60169236
12	1,837970569	3,66523			
průměr	3,532475338	3,421675		2,902027	2,67269108
SD	1,189803317	1,333589		2,703882	2,12634739

Legenda:

tb sa - m. triceps brachii strana amputace, tb zs - m. triceps brachii zdravá strana

tb sin - m. triceps brachii sinister, tb dx - m. triceps brachii dexter, SD - směrodatná odchylka

Tabulka k otázce 3. Průběh COP x při MCT vzad a vpřed

Průběh COP x při MCT (cm)						
skupina		mct vzad				
experimentální	začátek	peak 1	peak 2	výchylka 1	výchylka 2	AH vých. 2
proband 1	0,18	0,72	1,8	0,54	1,08	1,08
proband 2	0,69	0,77	0,96	0,08	0,19	0,19
proband 3	0,76	1,432	-0,75	0,672	-2,182	2,182
proband 4	-0,89	-1,466	0,55	-0,576	2,016	2,016
proband 5	1,57	0,904	1,56	-0,666	0,656	0,656
proband 6	1,53	1,16	3,93	-0,37	2,77	2,77
proband 7	2,7	2,126	4,17	-0,574	2,044	2,044
proband 8	2,4	2,55	1,34	0,15	-1,21	1,21
proband 9	2,6	2,52	-1,15	-0,08	-3,67	3,67
proband 10	0,19	1,12	-0,944	0,93	-2,064	2,064
proband 11	1,28	1,28	-0,15	0	-1,43	1,43
proband 12	3,07	2,364	4,09	-0,706	1,726	1,726

kontrolní		mct vzad				
začátek	začátek	peak 1	peak 2	výchylka 1	výchylka 2	AH vých. 2
proband 2	2,91	2,91	1,99	0	-0,92	0,92
proband 3	0,2	-0,05	0,42	-0,25	0,47	0,47
proband 4	-0,12	0,36	0,06	0,48	-0,3	0,3
proband 5	0,82	0,82	-2,06	0	-2,88	2,88
proband 6	-1,09	-1,12	0,57	-0,03	1,69	1,69
proband 7	-0,54	-0,63	-0,93	-0,39	-0,3	0,3
proband 8	-0,31	-0,13	-0,53	0,18	-0,4	0,4
proband 9	0,18	1,15	-0,45	0,97	-1,6	1,6
proband 10	0,83	0,58	1,36	-0,25	0,78	0,78
proband 11	0,07	0,446	-0,454	0,376	-0,9	0,9
experimentální		mct vpřed				
proband 1	1,03	0,31	-0,6	-0,72	-0,91	0,91
proband 2	1,64	1,36	1,87	-0,28	0,51	0,51
proband 3	0,5	0,9	0,12	0,4	-0,78	0,78
proband 4	-0,36	0,01	-1,49	0,37	-1,5	1,5
proband 5	1,57	1,56	0,9	-0,01	-0,66	0,66
proband 6	0,64	-0,35	3,24	-0,99	3,59	3,59
proband 7	1,43	1,86	-0,49	0,43	-2,35	2,35
proband 8	3,41	3,4	-2,29	-0,01	-5,69	5,69
proband 9	2,79	2,03	3,03	-0,76	1	1
proband 10	-0,36	-0,08	-3,81	0,28	-3,73	3,73
proband 11	2,95	2,95	-0,77	0	-3,72	3,72
proband 12	4,12	4,51	3,63	0,39	-0,88	0,88
kontrolní		mct vpřed				
proband 1	-0,45	-0,72	0,97	-0,27	1,69	1,96
proband 2	2,61	2,3	1,12	-0,31	-1,18	1,18
proband 3	0,74	0,43	1,1	-0,31	0,67	0,67
proband 4	0,68	1,05	1,12	0,37	0,07	0,07
proband 5	1,32	0,91	2,25	-0,41	1,34	1,34
proband 6	0,13	0,17	-0,19	0,04	-0,36	0,36
proband 7	-0,92	-0,55	-1,06	0,37	-0,51	0,51
proband 8	0,11	-0,36	1,26	-0,47	1,62	1,62
proband 9	0,41	1,11	-2,15	0,7	-3,26	3,26
proband 10	0,46	0,83	-0,28	0,37	-1,11	1,11
proband 11	0,44	1,93	-1,98	1,49	-3,91	3,91

Legenda: AH vých. 2 - absolutní hodnota výchylky 2, všechny hodnoty uvedeny v cm
u experimentální skupiny: + ke zdravé dolní končetině (DK), - k amputované DK
u kontrolní skupiny: + k pravé DK, - k levé DK

Tabulka k otázce 4. Aktivita m. triceps brachii při MCT vzad a vpřed

Aktivita m. triceps brachii při MCT				
skupina	vzad		vpřed	
experimentální	tb sa	tb zs	tb sa	tb zs
proband 1	43,97353	72,82081	203,4582	73,51962
proband 2	27,32023	33,69814	29,73761	20,17288
proband 3	294,7423	426,9845	79,56657	50,60046
proband 4	541,1944	481,3096	298,3942	245,9008
proband 5	688,6978	397,6941	536,2926	451,7158
proband 6	268,017	409,9923	520,5652	612,1846
proband 7	242,3863	469,2561	190,6377	455,9791
proband 8	761,0852	969,3504	605,6161	567,9733
proband 9	125,8316	210,2544	114,9255	307,6145
proband 10	244,7343	169,6959	255,5131	198,6326
proband 11	270,5505	617,9932	1190,139	1606,555
proband 12	405,7829	244,6556	388,3591	444,2928
průměr	326,193	375,3087	367,7671	419,5951
SD	234,2002	257,7886	319,3854	424,0436
skupina	vzad		vpřed	
kontrolní	tb sin	tb dx	tb sin	tb dx
proband 1	162,2977	302,541	153,4348	181,8125
proband 2	425,2126	163,5876	451,9654	316,2385
proband 3	144,7952	187,8905	184,8689	189,6809
proband 4	102,4321	98,37881	612,1684	437,1205
proband 5	687,1251	290,4131	436,2975	273,9391
proband 6	468,7347	295,9442	69,16722	56,81292
proband 7	202,6403	98,25461	1138,458	217,434
proband 8	293,5127	69,22516	118,309	116,0201
proband 9	946,0553	264,8231	442,1905	414,8265
proband 10	98,68	254,1123	74,69788	59,61447
proband 11	436,9846	370,5347	444,4604	252,2518
průměr	360,77	217,7914	375,0925	228,7047
SD	268,6408	99,93919	315,1164	127,6817

Legenda: tb sin - m. triceps brachii sinister, tb dx - m. triceps brachii dexter, SD - směrodatná odchylka

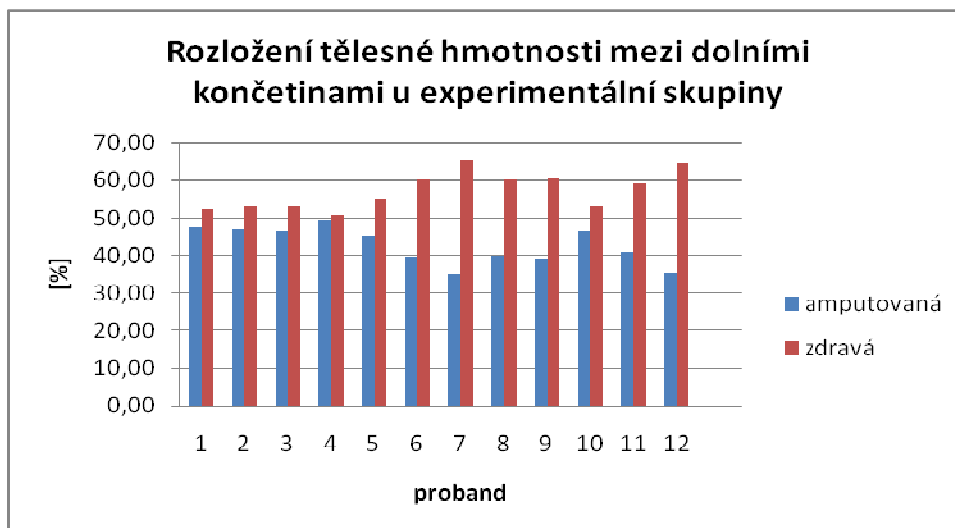
Tabulka k otázce 5. Aktivita m. triceps brachii při výstupu na schod

Aktivita m. triceps brachii při výstupu na schod				
skupina	výstup amputovaná		výstup zdravá	
experimentální	tb sa	tb zs	tb sa	tb zs
proband 1	403,0488214	212,6929	255,5063	116,5006
proband 2	1301,65285	105,1149	482,291	71,45365
proband 3	108,1531665	81,93222	135,3524	51,73147
proband 4	301,0150844	190,0785	87,50919	84,65374
proband 5	523,0958903	265,5942	413,3466	162,8485
proband 6	194,9833492	477,6803	159,6104	219,7097
proband 7	161,2098072	553,4735	247,9692	521,0712
proband 8	238,6621635	855,3958	429,0557	715,4715
proband 9	64,33093055	134,7625	91,69969	91,55745
proband 10	255,8038409	263,6881	269,3116	407,5377
proband 11	1140,758889	84,58482	77,22335	316,6591
proband 12	-	-	-	-
průměr	426,6104357	293,1816	240,8069	250,8359
SD	415,0416297	241,9133	146,5634	216,6483
skupina	výstup levá		výstup pravá	
kontrolní	tb sin	tb dx	tb sin	tb dx
proband 1	237,1113329	335,9578	431,2993	521,8454
proband 2	970,3310431	543,7851	1249,276	810,6981
proband 3	91,49443338	104,3506	112,1785	15,76347
proband 4	311,0877193	284,4609	363,3604	29,76427
proband 5	87,31736009	240,4041	109,0624	231,9143
proband 6	128,4888324	117,5495	114,806	162,8149
proband 7	111,8972395	111,3184	182,3068	37,76233
proband 8	242,6884611	776,4366	556,0765	621,0135
proband 9	88,4271576	298,0805	276,157	116,8235
proband 10	117,9070701	114,1015	77,35011	150,4595
proband 11	-	-	-	-
průměr	238,6750649	292,6445	347,1873	269,8859
SD	268,8508206	219,2658	355,2325	280,0728

Legenda: tb sin - m. triceps brachii sinister, tb dx - m. triceps brachii dexter, tb sa - m. triceps brachii strany amputace, tb zs - m. triceps brachii zdravá strana, SD – směrodatná odchylka

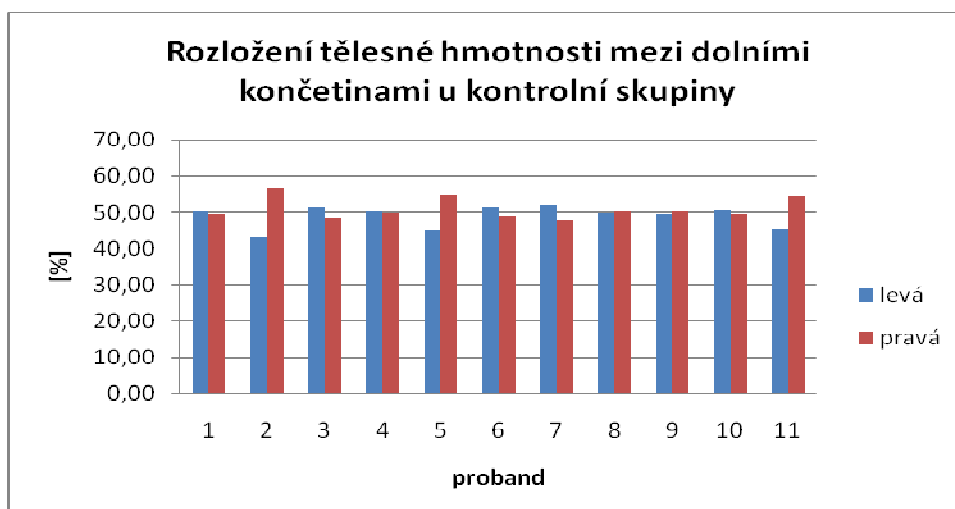
Příloha 6 Grafy k výsledkům

Graf 1. Procentuální vyjádření distribuce tělesné hmotnosti mezi dolními končetinami u experimentální skupiny při WBS



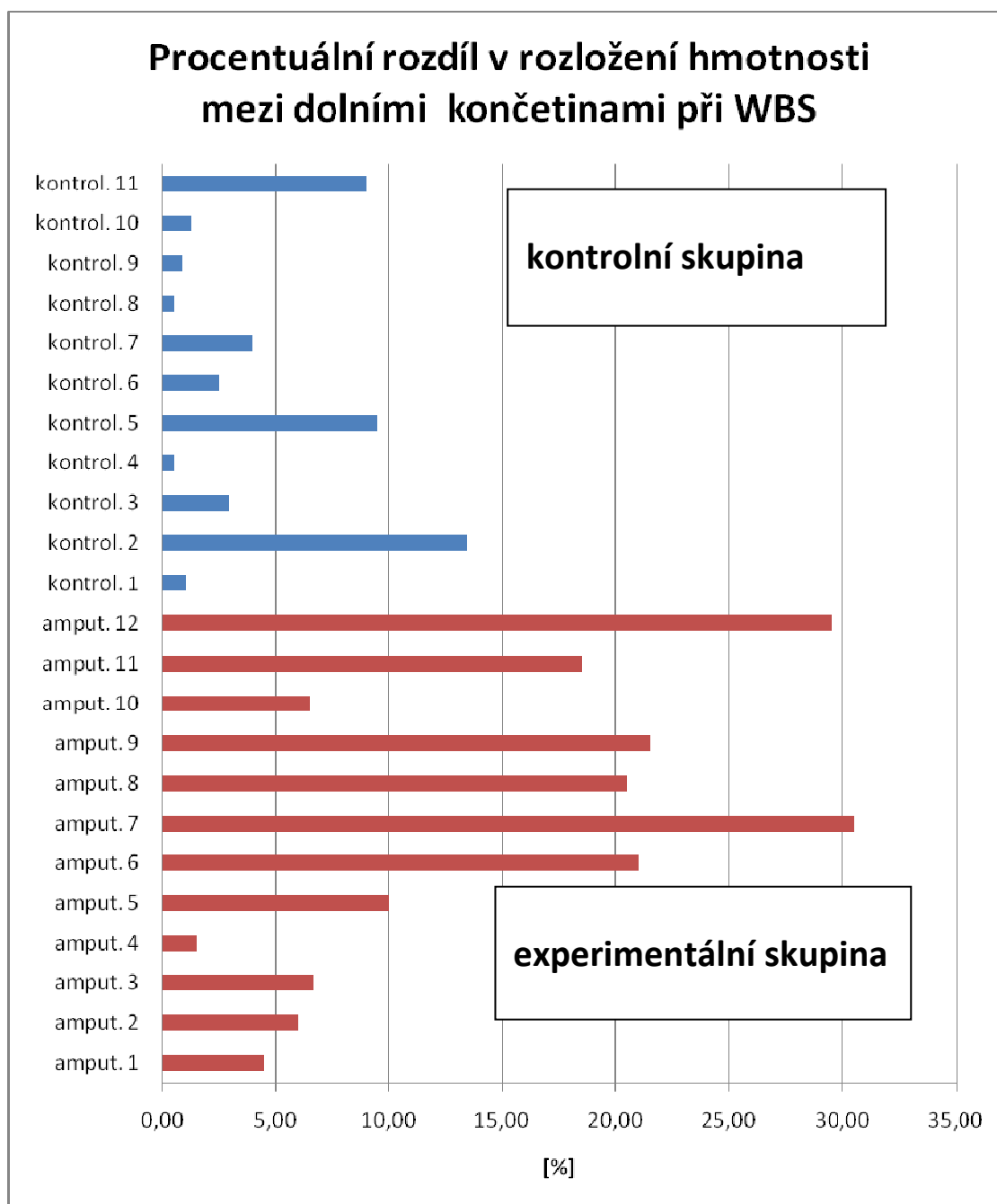
Legenda: amputovaná - amputovaná dolní končetina, zdravá - zdravá dolní končetina

Graf 2. Procentuální vyjádření distribuce tělesné hmotnosti mezi dolními končetinami u experimentální skupiny při WBS



Legenda: pravá - pravá dolní končetina, levá - levá dolní končetina

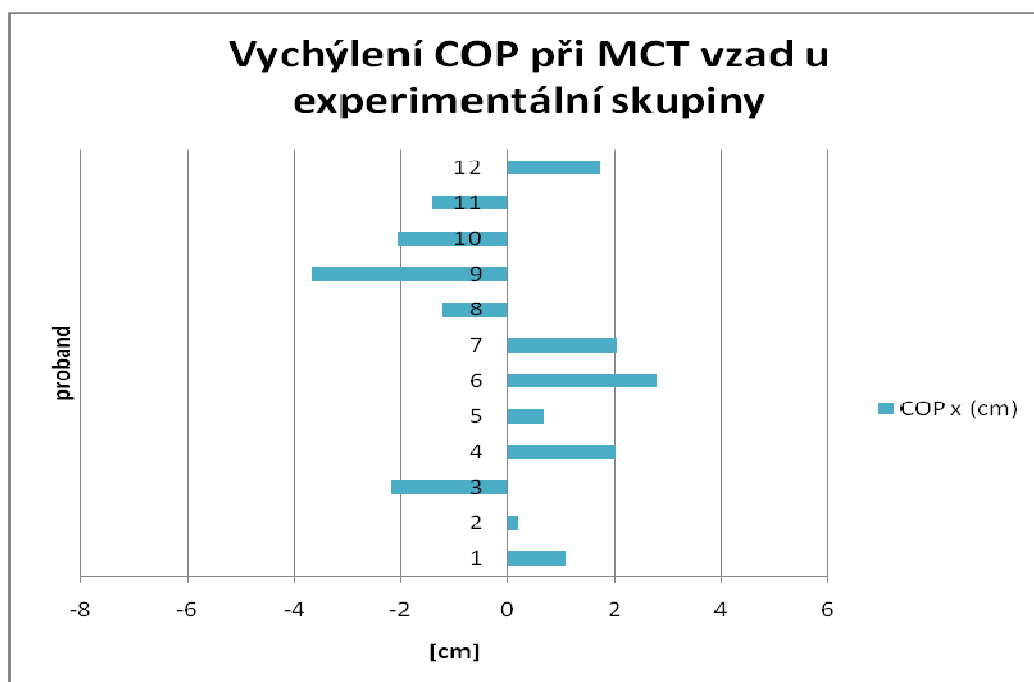
Graf 3. Procentuální rozdíl v zatížení dolních končetin při WBS u experimentální a kontrolní skupiny



Legenda: modrá barva : kontrolní skupina, červená barva : experimentální skupina

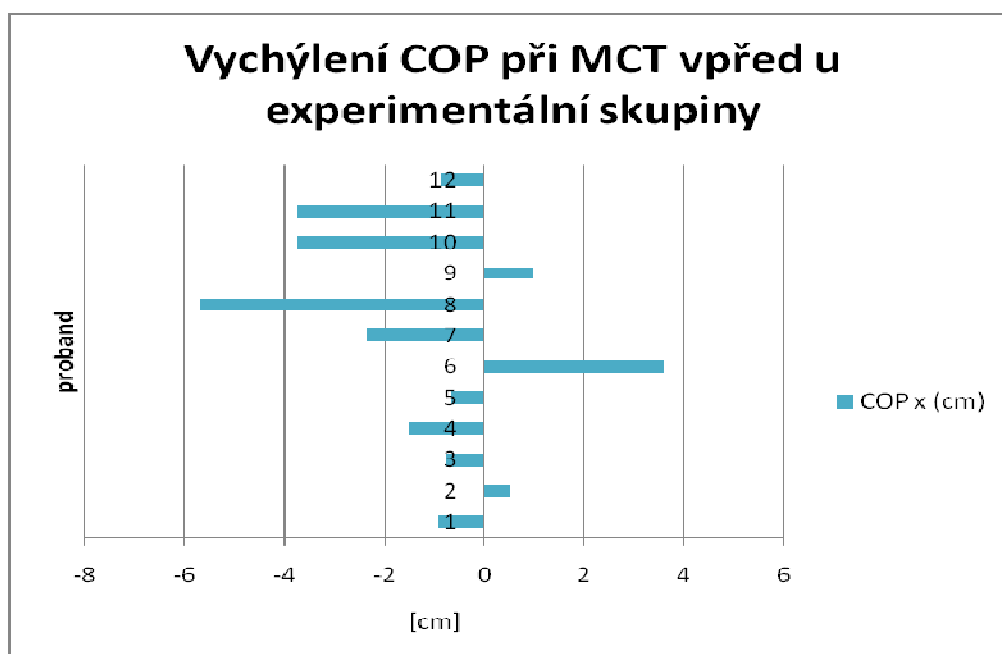
amput.- proband experimentální skupiny, kontrol.- proband kontrolní skupiny, WBS - weight bearing squaw

Graf 4. Vychýlení COP x při MCT translacích vzad u experimentální skupiny



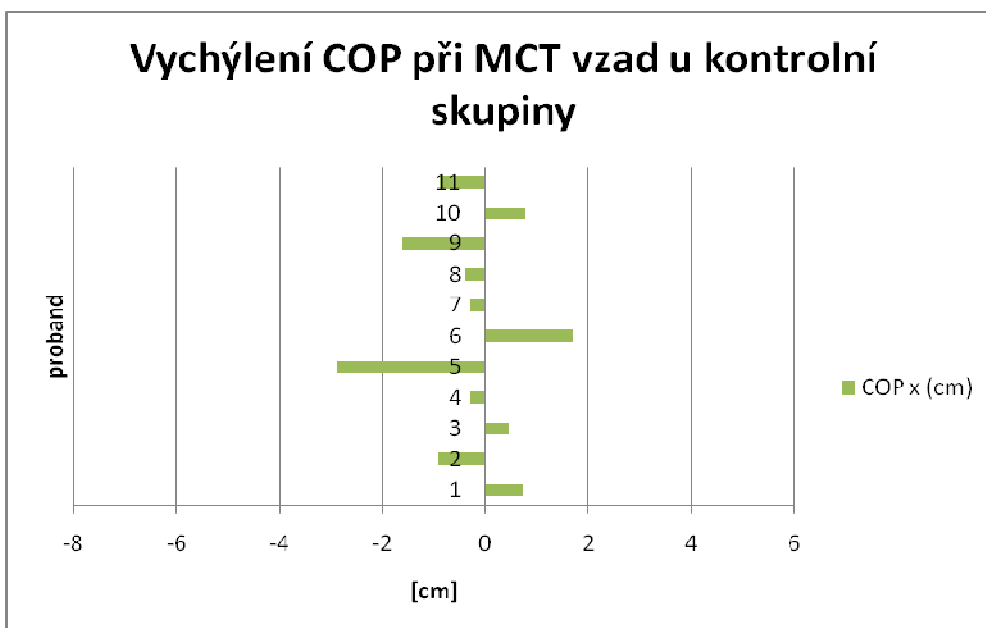
Legenda: + vychýlení k nepostižené DK, - vychýlení k amputované DK, MCT-motor control test, COP - center of pressure

Graf 5. Vychýlení COP x při MCT translacích vpřed u experimentální skupiny



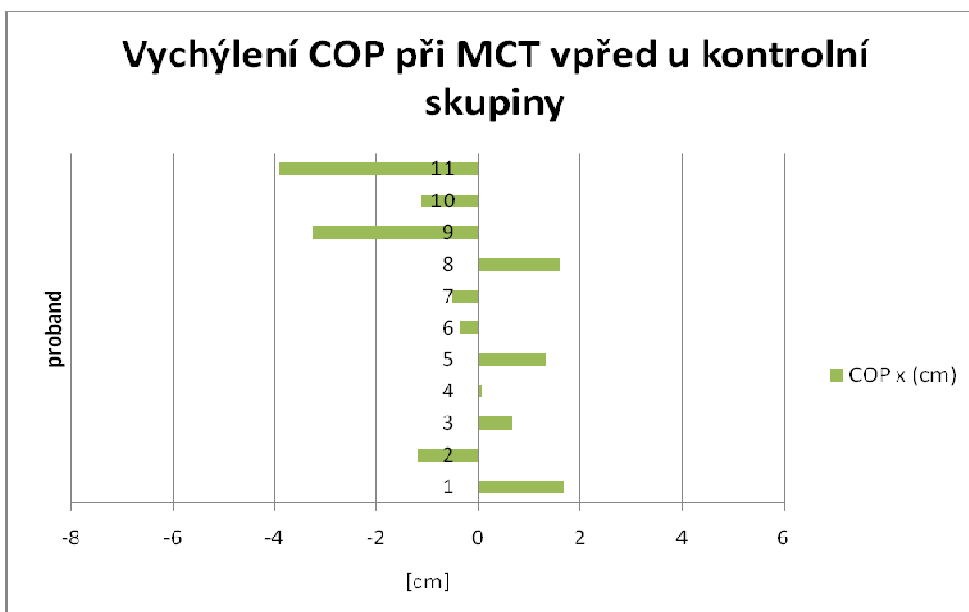
Legenda: + vychýlení k nepostižené DK, - vychýlení k amputované DK, MCT-motor control test, COP - center of pressure

Graf 6. Vychýlení COP x při MCT translacích vzad u kontrolní skupiny



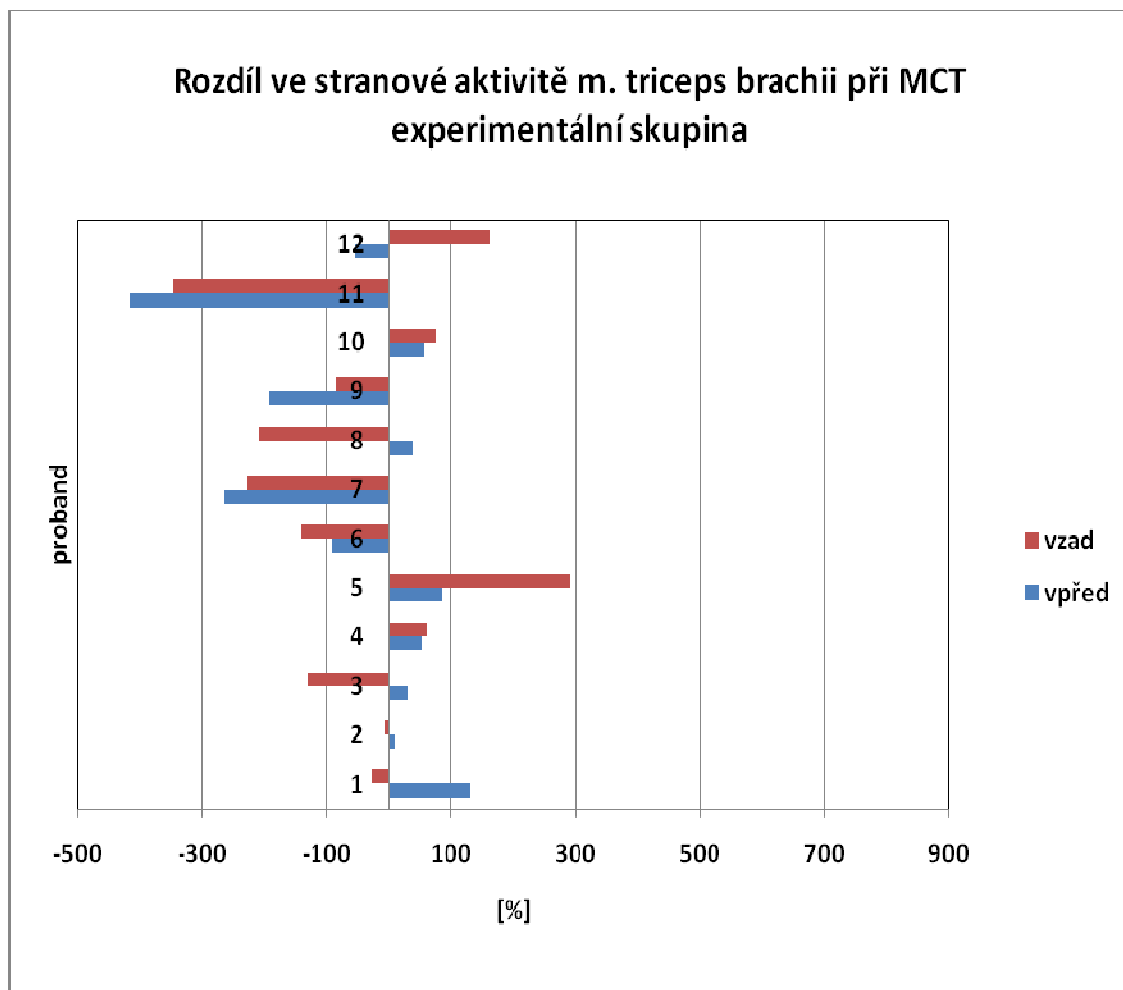
Legenda: + vychýlení k pravé DK, - vychýlení k levé DK, MCT-motor control test, COP-center of pressure

Graf 7. Vychýlení COP x při MCT translacích vpřed u kontrolní skupiny



Legenda: + vychýlení k pravé DK, - vychýlení k levé DK, MCT-motor control test, COP-center of pressure

Graf 8. Rozdíl v stranové aktivitě m. triceps brachii při MCT u experimentální skupiny



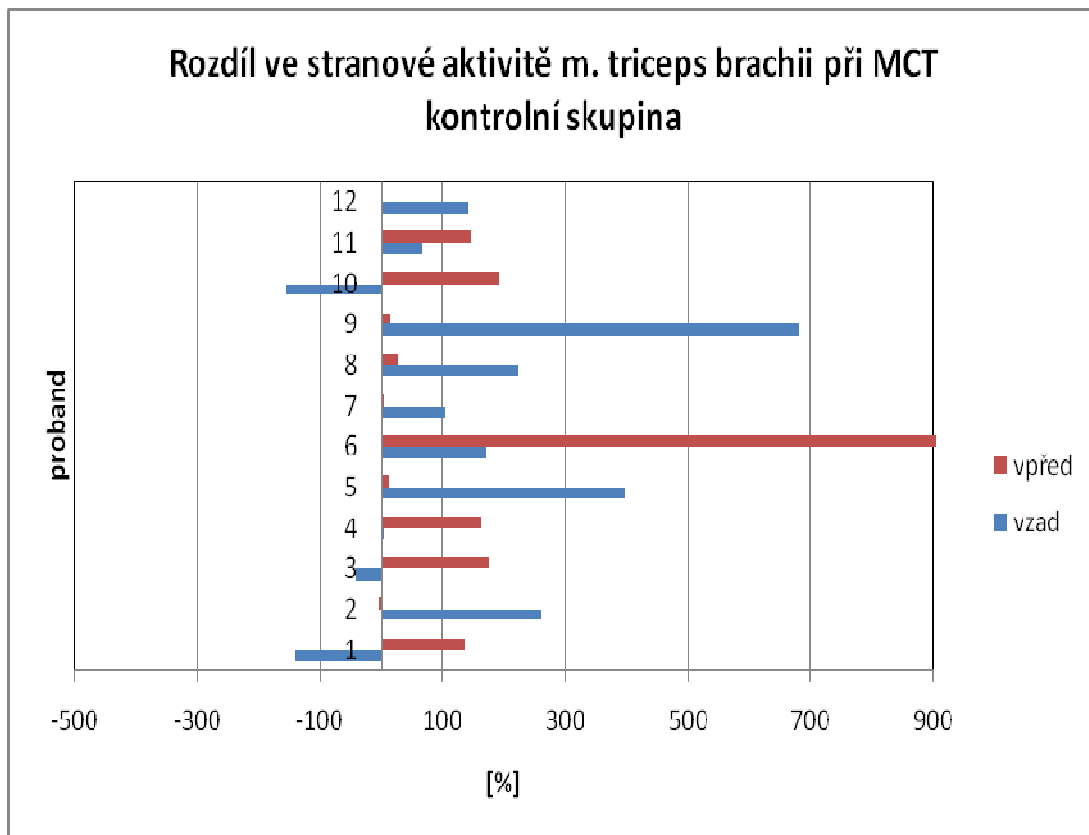
Legenda:

MCT-motor kontrol test, vzad-mct translace vzad, vpřed-mct translace vpřed

+ **hodnoty** - rozdíl % mezi neamputovanou a amputovanou stranou ve prospěch m. triceps brachii neamputované strany

- **hodnoty** - rozdíl % mezi neamputovanou a amputovanou stranou ve prospěch m. triceps brachii amputované strany

Graf 9. Rozdíl v stranové aktivitě m. triceps brachii při MCT u kontrolní skupiny



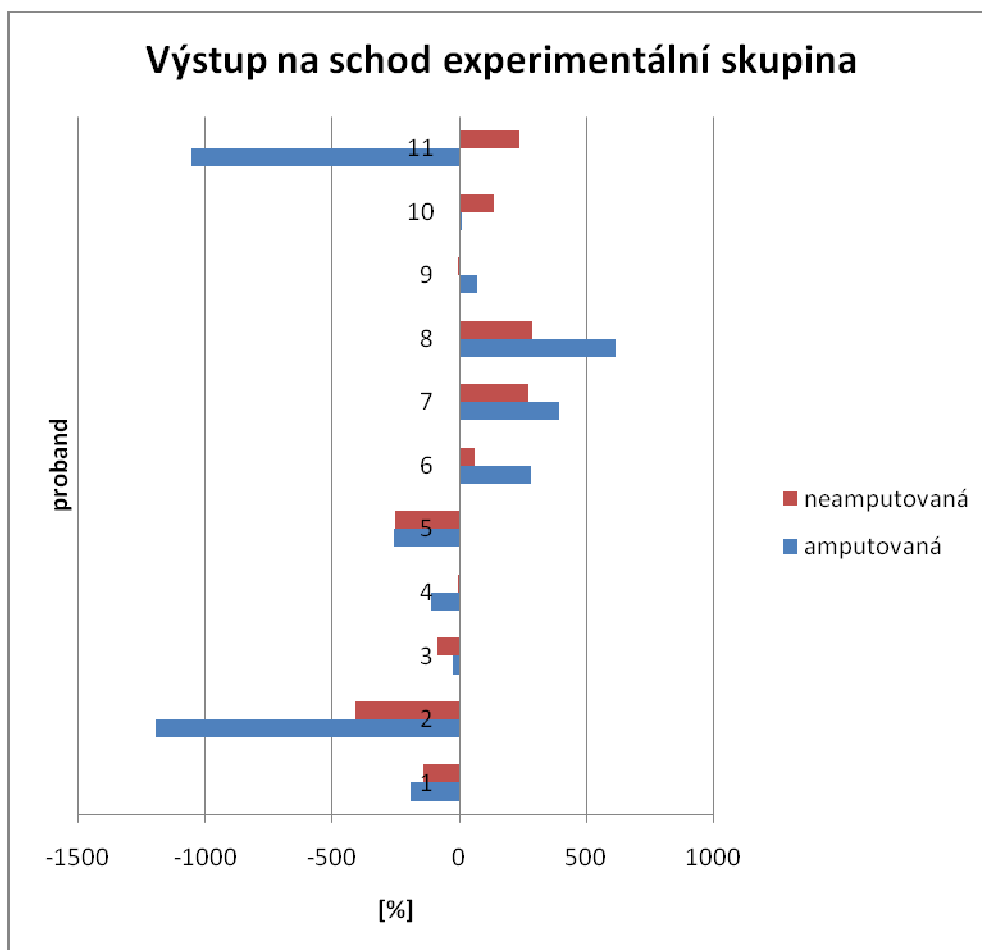
Legenda:

MCT-motor kontrol test, vzad-mct translace vzad, vpřed-mct translace vpřed

+ **hodnoty** - rozdíl % mezi levou a pravou stranou ve prospěch m. triceps brachii pravé strany

- **hodnoty** - rozdíl % mezi levou a pravou stranou ve prospěch m. triceps brachii levé strany

Graf 10. Rozdíl ve stranové aktivitě m. triceps brachii při výstupu na schod u experimentální skupiny

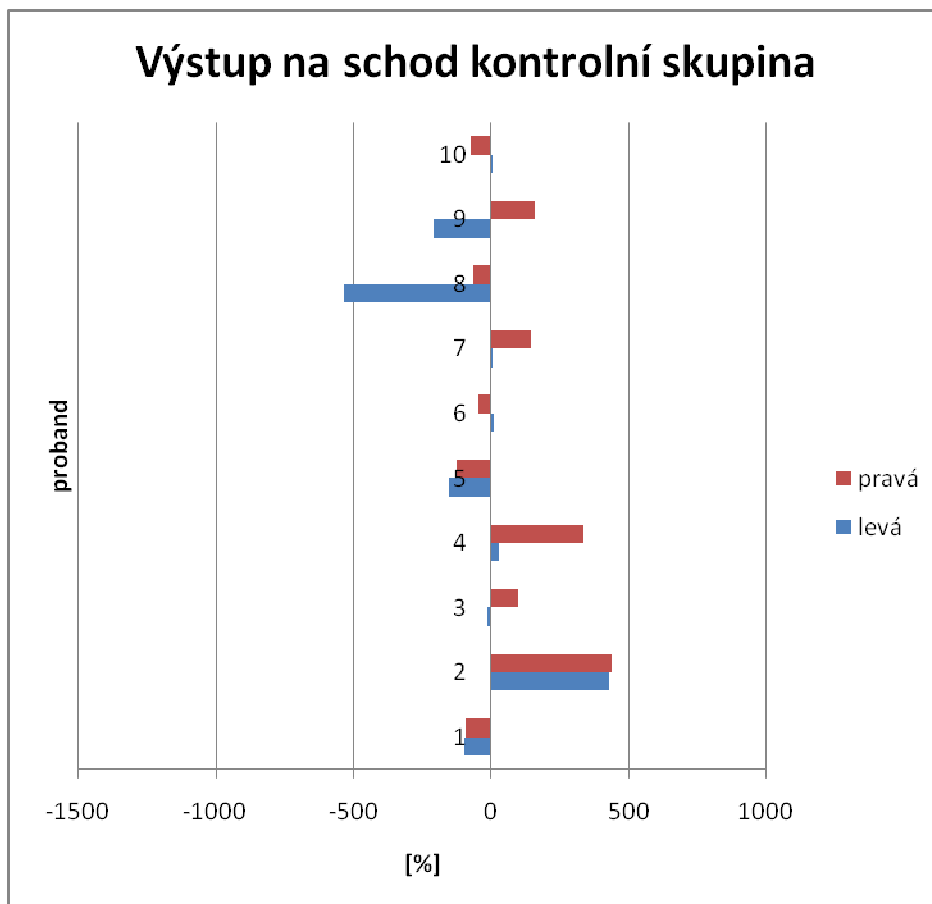


Legenda. neamputovaná-nástupní neamputovaná dolní končetina, amputovaná-nástupní amputovaná dolní končetina

+ **hodnoty** - rozdíl % mezi neamputovanou a amputovanou stranou ve prospěch m. triceps brachii neamputované strany

- **hodnoty** - rozdíl % mezi neamputovanou a amputovanou stranou ve prospěch m. triceps brachii amputované strany

Graf 11. Rozdíl ve stranové aktivitě m. triceps brachii při výstupu na schod u kontrolní skupiny



Legenda: pravá- nástupní pravá dolní končetina, levá- nástupní levá dolní končetina

+ **hodnoty** - rozdíl % mezi levou a pravou stranou ve prospěch m. triceps brachii pravé strany

- **hodnoty** - rozdíl % mezi levou a pravou stranou ve prospěch m. triceps brachii levé strany

Příloha 7. Praktické ukázky stimulace zatížení pahýlu přes oporu o kontralaterální horní končetinu

Obrázek 1. Poloha na břiše, opora o pahýl a kontralaterální horní končetinu (foto, 2011)



Obrázek 2. Poloha s oporou pahýlu mimo lůžko (foto, 2011)



Obrázek 3. Poloha na boku – otáčení přes amputovanou stranu (foto, 2011)



ERROR: ioerror
OFFENDING COMMAND: image

STACK: