

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

HODNOCENÍ STATICKÉ A DYNAMICKÉ ROVNOVÁHY U OSOB S TRANSTIBIÁLNÍ
AMPUTACÍ

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Klára Kolínková, fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Zuzana Kováčiková, PhD.

Olomouc 2014

Jméno a příjmení autora: Bc. Klára Kolínková

Název diplomové práce: Hodnocení statické a dynamické rovnováhy u pacientů s transtibiální amputací

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí: Mgr. Zuzana Kováčiková, PhD.

Rok obhajoby: 2014

Abstrakt:

Cílem práce bylo určit vliv jednostranné transtibiální amputace na udržení statické a dynamické rovnováhy pomocí přístrojových metod a funkčních testů.

U skupiny 12 osob s transtibiální amputací (TTA) a 12 zdravých jedinců (KS) stejné věkové kategorie, byla měřena statická rovnováha při stoji na silových plošinách Kistler při 4 různých podmínkách stoje: stoj se zavřenýma očima, stoj s otevřenýma očima, stoj na molitanu s otevřenýma očima, stoj na molitanu se zavřenýma očima. Hodnocena byla rychlost pohybu Centre of Pressure (COP): celková, v mediolaterálním a v anteroposteriorním směru. Všichni probandí také absolvovali 4 funkční testy: Functional Reach Test (FRT), Timed Up and Go test (i s manuálním úkolem); (TUG), Lateral Reach Test (LRT) a Four Square Step Test (FSST).

Při stoji na pevné podložce se zavřenýma očima výsledky ukázaly statisticky významné rozdíly v parametrech V_{total} ($p=0,000$), V_x ($p=0,001$), V_y ($p=0,001$) mezi TTA a KS. Stejně tak při stoji na molitanové podložce se zavřenýma očima byly zjištěny statisticky významné rozdíly v parametrech V_{total} ($p=0,001$), V_x ($p=0,001$), V_y ($p=0,000$) mezi TTA a KS. Statisticky významný rozdíl byl zjištěn i v podmínce bipedálního stoje s otevřenýma očima na molitanové podložce, ale pouze v mediolaterálním směru ($p=0,037$).

Z funkčních testů skupina TTA dosáhla v testu FSST významně ($p=0,000$) vyššího času v porovnání s KS. V testu Lateral Reach 1 (pro TTA strana amputované končetiny a pro KS levá strana těla) dosáhla skupina TTA významně ($p=0,045$) delší vzdálenosti v porovnání s KS. Stejně tak v testu Timed Up and Go dosáhla skupina TTA významně ($p=0,001$) vyššího času v porovnání s KS. V testu Timed Up and Go s manuálním úkolem byl dosažený čas u TTA významně ($p=0,012$) vyšší než u KS.

Měření statické rovnováhy na silových plošinách potvrdila, že skupina TTA vykazuje výraznější nestabilitu v porovnání s KS.

Transtibiální amputace má vliv i na dynamickou rovnováhu. Výsledky funkčních testů prokázaly významný vliv amputace na úkoly, při nichž dochází k rychlým změnám směru, překračování překážek, rychlým obrátům, vstávání ze židle, rychlé chůzi atd. Na druhou stranu byla skupina TTA schopná dosáhnout významně vyššího dosahu v laterálním směru než KS. Toto lze přisuzovat kompenzačnímu zvýšenému využívání kyčelního mechanismu u TTA, který zajišťuje stabilitu především v mediolaterálním směru.

Klíčová slova: posturální stabilita, silové plošiny, funkční testy

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Klára Kolínková

Title of the master thesis: Assessment of the static and dynamic balance of patients with transtibial amputation

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: Mgr. Zuzana Kováčiková, PhD.

The year of presentation: 2014

Abstract:

The aim of the Thesis is to determine the effect of unilateral transtibial amputation on the ability to maintain both static and dynamic stability, using mechanical methods and functional testing.

In a group of 12 individuals with a transtibial amputation (TTAs) and 12 healthy individuals (control group) of the same age, static stability was measured standing on the Kistler force plates under 4 different conditions: firm based stand with eyes closed, firm based stand with eyes opened, foam cushion based stand with eyes opened and foam cushion based stand with eyes closed. Centre of Pressure (COP) movement speed was assessed: general, mediolateral and anteroposterior. All test subjects also underwent 4 functional tests: Functional Reach Test (FRT), Timed Up and Go test (incl. manual task); (TUG), Lateral Reach Test (LRT) and Four Square Step Test (FSST).

Statistically significant differences emerged in V_{total} ($p=0,000$), V_x ($p=0,001$), V_y ($p=0,001$) parameters among the TTAs and the control group while standing on a firm base and also while standing on a foam cushion with eyes closed. A significant difference also emerged at biped stand on a foam cushion with eyes opened, however, only related to mediolateral measurement ($p=0,037$).

At functional testing, the TTAs scored significantly higher ($p=0,000$) times compared to the control group. In the Lateral Reach 1 test (amputated limb side for the TTAs and left side of the body for the control group), TTAs scored significantly ($p=0,045$) greater distances compared to the control group. In the Timed Up and Go test, the TTAs scored significantly higher ($p=0,001$) times compared to the control group, as like as in the Timed Up and Go with manual task test ($p=0,012$).

The static stability measurements on the force plates confirmed, that the TTAs show more significant instability compared to the control group.

Transtibial amputation also affects the dynamic stability. The outcomes of functional

testing showed a significant impact of the amputation on the tasks involving rapid course change, getting across obstacles, rapid turns, getting up from a chair, swift walking etc. On the other hand, TTAs were able to achieve significantly greater lateral reach than the control group. This could be ascribed to the increased compensative use of the hip joint mechanism at TTAs, securing particularly the mediolateral stability.

Keywords: postural stability, force plates, functional tests

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Zuzany Kováčikové, PhD., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 25. června 2014

.....

Touto cestou bych chtěla poděkovat vedoucí své diplomové práce Mgr. Zuzaně Kováčikové, PhD. za pomoc, cenné rady, připomínky a trpělivost v průběhu zpracování této práce. Děkuji také Mgr. Zdeňku Svobodovi, PhD. za odborné konzultace a pomoc při zpracování dat a výsledků praktické části práce.

Obsah

1	Úvod.....	12
2	Teoretická část	13
2.1	Amputace.....	13
2.1.1	Základní pojmy	13
2.1.2	Indikace k amputacím	13
2.1.3	Vlastní chirurgický výkon	14
2.1.4	Druhy amputací dle lokalizace	15
2.1.5	Možné komplikace amputace	17
2.2	Protetika.....	21
2.2.1	Stavba protézy	22
2.2.2	Podmínky oprotézování a nastavení protézy	24
2.2.3	Kontraindikace oprotézování	26
2.3	Fyzioterapie po amputaci.....	27
2.3.1	Rehabilitační program	27
2.4	Posturální kontrola.....	32
2.4.1	Přístrojová vyšetření.....	33
2.4.2	Funkční testování	38
3	Cíle práce, výzkumné otázky, úlohy	41
3.1	Cíle práce	41
3.2	Výzkumné otázky	41
3.3	Úlohy	42
4	Metodika	43
4.1	Stanovení výzkumné situace	43
4.2	Charakteristika souboru	44
4.3	Metody měření.....	44
4.3.1	Přístrojové měření statické stability při různých podmínkách stoje pomocí silových plošin typu Kistler	44
4.3.2	Sledované parametry	46
4.3.3	Klinické testování pomocí funkčních testů	47
4.4	Statistické zpracování	52
5	Výsledky	53
5.1	Výsledky k výzkumné otázce V_1	53
5.2	Výsledky k výzkumné otázce V_2	60

6	Diskuze	65
7	Závěr	69
8	Souhrn	70
9	Summary	71
10	Referenční seznam	72
11	Tabulky.....	79
12	Přílohy	82

Seznam zkratek

ADL	Activity of daily living
BBS	Berg Balance Scale
BEST	Balance Evaluation Systems Test
CNS	Centrální nervový systém
COM	Centre of mass, těžiště
COP	Centre of pressure
CTSIB	Clinical Test for Sensory Interaction in Balance
DK	Dolní končetina
EO	Eyes opened
EO foam	Eyes opened foam
EC	Eyes closed
EC foam	Eyes closed foam
FH	Francouzské hole
FRT	Functional Reach Test
FSST	Four Square Step Test
HK	Horní končetina
KBM	Kondylar bearing Munster
KS	Kontrolní skupina
LOS	Limits Of Stability
LRT	Lateral Reach Test
PB	Podpažní berle
POMA	Performance Oriented Mobility Assessment

PTB	Patellar tendon Bearing
TENS	Transkutánní elektrická nervová stimulace
TSB	Total Surface Bearing
TTA	Transtibiálně amputování
TUG	Timed Up and Go test
TUG m.	Timed Up and Go test s manuálním úkolem

1 Úvod

Stoj a chůze jsou nedílnou součástí aktivit každodenního života jedince ve společnosti. Aby člověk mohl tyto aktivity bez problému vykonávat, je nutné, aby správně fungovaly mimo jiné i mechanismy podílející se na udržení posturální stability. To znamená neustálý přísun aferentních podnětů ze zrakového a vestibulárního ústrojí, exteroceptorů, propioceptorů, interoceptorů a nociceptorů a zpracování těchto informací v centrálním nervovém systému (CNS). Narušením přísunu informací dochází k porušení posturální stability a může dojít až k pádu jedince. Je klinicky prokázáno, že u jedinců po transtibiální amputaci dolní končetiny je výrazným způsobem narušena posturální kontrola v důsledku ztráty plantárních flexorů, které se u zdravých jedinců značně podílí na udržení rovnováhy. Po amputaci dochází k neurofyziologické reorganizaci na segmentální i suprasegmentální úrovni. Tato změna je charakterizována snížením počtu propioceptivních receptorů z oblasti amputované dolní končetiny. Funkci amputované končetiny tak do značné míry nahrazuje protéza. Vlivem ztráty dolní končetiny mají tyto lidé obecně sklon zatěžovat postiženou končetinu méně než zdravou, mají širší bázi opory, prodlouženou délku kroku na postižené dolní končetině (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda; 2012). Jejich chůze je pomalejší a asymetrie chůze se zvyšuje se stoupající rychlostí chůze (Nolan et al., 2003).

Na objektivní hodnocení posturální stability u amputovaných se využívá přístrojové testování - kinetické metody, konkrétně silové plošiny či dynamická počítačová posturografie. Tyto metody jsou však velice finančně, prostorově i časově náročné. Ve fyzioterapii lze také využít lehce proveditelné, časově a prostorově nenáročné klinické testy. Mohou poskytnout fyzioterapeutovi rychlé a cenné informace o stavu pacienta nebo o účinnosti rehabilitace. Výhodou je to, že pomocí těchto testů lze namodifikovat běžné denní situace. Funkční testy, zaměřené na testování konkrétního funkčního úkolu, jako např. dosahování pro předměty, vstávání ze židle, sedání si, překračování překážek, nám mohou poskytnout informace o pacientově soběstačnosti i o tom, jak je schopný sám fungovat ve společnosti. Tyto testy nejsou moc v České republice využívány a prozatím existuje jen málo odborných publikací věnujících se hodnocení posturální stability u transtibiálně amputovaných pacientů pomocí funkčních testů.

2 Teoretická část

2.1 Amputace

2.1.1 Základní pojmy

Amputací se rozumí chirurgický zákrok, při kterém dochází k odstranění periferní části těla, měkkých tkání i skeletu, z důvodu onemocnění končetiny nebo její určité části, v případech, kde nelze využít žádnou méně invazivní metodu a také tam, kde dojde z jakéhokoliv důvodu ke ztrátě funkčnosti končetiny. Cílem amputace v tomto případě je navrácení funkčnosti končetiny s využitím protézy (Kubeš, 2005; Mikulová, 2012).

V chirurgii se také rozlišuje termín - exartikulace, což je amputace přímo v linii daného kloubu (Kubeš, 2005).

2.1.2 Indikace k amputacím

V dnešní době se provádí amputace z různých důvodů. Dle Kubeše (2005) dělíme příčiny na: traumatické, cévní, neurologické, kožní, tumorózní nebo různé fyzikální vlivy.

Nejčastější indikací amputace jsou cévní příčiny prováděné v důsledku postižení velkých cév dolních končetin. Amputace v důsledku cévní příčiny se provádí častěji u mužů ve věku okolo pátého decenia. V dnešní době dochází k velkému rozvoji tzv. civilizačních chorob, do kterých řadíme i onemocnění zvané diabetes mellitus, jehož doprovodnou velice vážnou chronickou komplikací je i postižení velkých cév dolních končetin, zvané diabetická angiopatie, která se může v horším případě rozvinout až v diabetickou gangrénu s infekcí, neuropatií a různým stupněm ischemické choroby dolních končetin. Při výše zmíněných komplikacích, neúspěšné předchozí konzervativní léčbě, neúčinné léčbě septické reakce pomocí antibiotik, neúspěšné léčbě klidových bolestí pomocí analgetik, je jedinou možností léčby provedení amputace do takové úrovně, do jaké je rozšířená gangréna na dolní končetině (Sosna, Vavřík, Krbec, & Pokorný, 2001; Jirkovská, 2002). Dalším důvodem provedení amputace z cévních příčin může být také akutní arteriální či žilní trombóza, kompartment syndrom.

V České republice mají indikace k amputacím tendenci postupného růstu každým rokem. Za posledních 17 let se počet amputovaných v ČR zdvojnásobil ze 3714 za rok 1989, na 8169 za rok 2008 (Tabulka 1). Většina amputací byla provedena z vaskulárních příčin.

Traumatické příčiny tvoří jen minimální počet. Nejpočetnější skupinu amputovaných tvoří pacienti s diabetes mellitus. Pokud jsou tito pacienti ještě např. kuřáci, zvyšuje se riziko amputace u nich zhruba šestnáctkrát (Škrha, 2009). V letech 1998 až 2008 došlo ke zvýšení počtu provedených amputací z vaskulární příčiny o 2704 (Kolář et al., 2009).

Rozsáhlá devastující traumata jsou také jednou z častých příčin amputace. Provádí se tehdy, pokud už není možné provést rekonstrukci jednotlivých postižených struktur. Mezi nejčastější traumatické příčiny dle Barmparas et al. (2010) v USA patří dopravní nehody (51 %), pracovní úrazy (20 %), následují adrenalinové sporty, exploze, střelná poranění, popáleniny. V letech 1996 až 2006 došlo v ČR naopak ke snížení počtu provedených amputací z traumatických příčin o 46 (Kolář et al., 2009).

V poslední době bohužel přibývají také amputace z důvodu nekontrolovaného bujení rakovinotvorných buněk v těle. Při neúspěšné konzervativní léčbě – radioterapii nebo chemoterapii, je jedinou možností či nadějí na vyléčení operativní, radikální zákrok – amputace. Amputace jsou indikovány u maligních tumorů myoskeletálního systému, např. při rozsáhlých osteosarkomech v oblasti dolních končetin (Sosna et al., 2001). Ne vždy však lze předpokládat úplné vyléčení, z důvodu možných výskytů metastáz i v jiných tkáních.

Mimo život přímo ohrožujících případů jsou amputace indikovány také u kongenitálních anomálií např. u nadpočetného množství prstů. Avšak neprovádí se příliš často, pouze tehdy, pokud postižená končetina neplní svou funkci, překáží jakýmkoliv způsobem pacientovi nebo když není možné její ortoticko-protetické vybavení (Sosna et al., 2001).

2.1.3 Vlastní chirurgický výkon

Hippokrates popsal již v pátém století př. n. l. tři indikace k amputaci: odstranění nemocných částí končetin, snížení invalidity a záchránění života pacienta (Sosna et al., 2001).

Při samotném chirurgickém zákroku preferují operatéři bezkreví, což znamená operační pole bez krve, s využitím turniketu. Jedná se o pneumatický rukáv, který se natlakuje vzduchem na určitý tlak, aby bylo zabráněno průtoku krve do operační rány. Maximální doba ponechání turniketu je 2 hodiny. Turniket se však nesmí využívat u amputací z cévní příčiny, aby nedošlo k nežádoucím komplikacím během operace. Mohlo by dojít k uzávěru cévy, tvorbě trombu, utržení trombu a vzniku následné plicní embolie, infarktu myokardu, či cévní mozkové příhody (Sosna et al., 2001).

Základem operace je vytvoření kožních laloků, které mohou být symetrické či asymetrické. Operace může být provedená jako zavřená, kde je důraz kladen na přišití šlach přerušovaných svalů ke kostní tkáni. Díky tomu se lépe tvaruje pahýl a zlepšuje se jeho funkce, důležitá pro průběh rehabilitace a případné budoucí oprotézování. Sešitím jednotlivých laloků k sobě vznikne jizva, která nesmí být na budoucí nášlapné ploše pahýlu. U rekonstrukce přetátných svalů lze využít dvě základní techniky, myoplastiku nebo myodézu. Podstatou myodézy je operační spojení svalových šlach na kosti, kdy se vytvoří nový svalový úpon, který tak umožňuje zachování původní funkce svalu. Využívá se např. u adduktorů stehna pro zachování jejich funkce a k zabránění vzniku kontraktur. Při otevřené operaci, myoplastice, se svaly ponechávají asi o 10 cm delší, než je úroveň amputace, a poté se sešijí antagonistické skupiny svalů, nejčastěji extenzorové a flexorové skupiny svalů. Myoplastika je výhodnější z hlediska lepších svalových podmínek pro oprotézování a lepšího prokrvení pahýlu. Může sloužit zároveň jako prevence vzniku fantomových bolestí (viz. podkapitola 2.1.5.1). Obecně kožní laloky musí být tak velké, aby pahýlu umožnily dostatečné krytí měkkými tkáněmi, aby byl tvarovatelný do kónického tvaru a byla zachována hybnost pahýlu (Kubeš, 2005).

2.1.4 Druhy amputací dle lokalizace

Druhy amputací lze rozdělit podle přesného místa lokalizace amputace na amputace prstu a prstového paprsku, amputace palce a palcového paprsku, transtibiální amputace, amputace podle Lisfranca a Choparta, amputace v oblasti hlezna, amputace v oblasti bérce, dále exartikulace přímo v kolenním kloubu, amputace ve stehně, exartikulace v kyčelním kloubu a hemipelvektomie.

Amputace v oblasti bérce

Amputace v úrovni transtibiální je jedna z nejčastěji prováděných úrovní amputace pro onemocnění periferního cévního systému. Rehabilitace pomocí aplikace protéz je úspěšnější a úmrtí po operaci je nižší, než u amputace v úrovni transfemorální. Rozhodnutí operatérů při výběru úrovně amputace záleží na několika faktorech. Důležitý je rozsah poškození měkkých tkání jak traumatem, tak infekcí, úroveň traumatu, dále stav prokrvení měkkých tkání. Délka amputačního pahýlu pod kolenem je předmětem dohadů operatérů. Nejkratší možná vzdálenost transtibiální amputace, aby byla zachována funkce kolenního kloubu, je v oblasti tuberositas tibie (May, 2002). V případě, že je amputační pahýl u transtibiální

amputace příliš krátký a transversální i longitudinální rozměry jsou velikostně podobné, pahýl získá kulatý tvar a může se stát nestabilním uvnitř protetického lůžka (Seliktar, Bar, Susak, & Najenson, 1980; Nissan, 1977). Ve výsledku nestabilita uvnitř protetického lůžka vede k tvorbě bolestivých puchýřů a tření rány. Vědci studovali síly, které působí na krátký transtibiální pahýl, a navrhli různá protetická řešení pro zlepšení stability při stožení a chůzi s protézou (Sanders, Daly, & Bergess, 1992; Lilja, Johansson, & Oberg, 1993). Také bylo zjištěno, že síla stehenních svalů po transtibiální amputaci je daleko nižší u příliš krátkého pahýlu, než u příliš dlouhého pahýlu (Pritham, 1979).

Marshall a Stansby (2010) ve své práci zmiňují dvě základní techniky, které lze využít při transtibiální amputaci. První z nich využívá dlouhý posteriorní lalok a je nejčastěji používanou metodou (Burgess, Romano, & Zettl, 1969). Při operaci dle Burgesse a Romana je úroveň amputace 14 cm pod kolenním kloubem nebo 10–12 cm pod tuberossitas tibiae. Nejnižší možná úroveň amputace je povolena 7 cm pod kloubní štěrbinou. Při operaci je nutné resekovat fibulu vždy asi o 1 cm proximálněji než tibií, pro správné následné tvarování amputačního pahýlu. Musculus soleus by měl být vyjmut z dlouhého zadního laloku a přetnut v úrovni resekce kosti. Musculus gastrocnemius je vhodně upraven a zúžen, aby kryl konec tibiae (Kubeš, 2005; Marshall & Stansby, 2010). Druhá technika dle Robinsona, vynalezená v roce 1982, využívá anteromediálního a posterolaterálního laloku (Robinson, Hoile, & Coddington, 1982). Při indikaci amputace z neischemických příčin je častěji využíváno přednostně právě druhé z výše zmíněných technik, jejímž výsledkem je více kónický tvar pahýlu, nutný pro dobré následné oprotézování (Marshall & Stansby, 2010). Existují i další techniky provedení transtibiální amputace např. Equal Anterior and Posterior Fishmouth Flaps, využití mediálního a laterálního laloku (Smith & Ferguson, 1999; Kubeš, 2005).

Exartikulace v kolenním kloubu

Exartikulace v kolenním kloubu je indikována tehdy, když rozsah infekce nebo gangrény znemožní vytvoření laloků, které jsou využívány u amputace v bérce (transtibiální amputace) nebo pokud je ve stehenní kosti umístěn z jakéhokoliv důvodu kovový drát nebo šroub, který neumožní transfemorální amputaci (Marshall & Stansby, 2010). Také u maligních onemocnění v oblasti bérce, kde končetinu zachovávající operace, nezajišťuje dostatečnou radikalitu; u ischemických postižení bérce, kde cévně-rekonstrukční metody nepřináší řešení; u traumatických poranění bérce vznikajících extrémním násilím;

u vrozených deformit bérce např. tibiální hemimelie (Berka, Havlíček, & Janíček, 1999). Při vlastní exartikulaci v kolenu se provádí amputace ve výši kondylů femuru v transversální rovině, která tak umožní jednodušší uzavření pomocí kožních laloků a také lepší přilnutí protézy. Tento popsaný typ exartikulace se nazývá dle Callandera. Jiným, ale obdobným druhem exartikulace v kolenu je exartikulace dle Stokes-Grittiho, kde je postup podobný jako v prvním případě, ale je zde navíc odstraněna kloubní plocha patelly a je fixována k resekované části kondylů femuru. Patella se i s kožním krytem stává nášlapnou plochou pahýlu a zároveň je tak zachována i funkce stehenních svalů (Sosna et al., 2001; Kubeš, 2005; Marshall & Stansby, 2010). Exartikulace přímo v kolenu má mnoho výhod. Patella s kožním krytem tvoří kvalitní nášlapnou plochu pahýlu, zůstává zachována funkce dlouhé páky stehenních svalů, a tím se nemění švihová fáze chůze. Při rehabilitaci dostatečně dlouhý pahýl zjednodušuje sedání, vstávání a udržení rovnováhy (Kubeš, 2005; Marshall & Stansby, 2010).

2.1.5 Možné komplikace amputace

Jako každá jiná operace, i amputace může mít své závažnější nebo méně závažné komplikace, neboť představuje velký zásah do organismu jedince. Komplikace lze rozdělit na celkové a lokální.

Mezi nejčastější lokální komplikace po amputaci patří hematoma, který může vyvolat vznik infekce. Léčí se antibiotiky, sterilním krytím, dezinfekcí nebo v dnešní době se dá také využít aplikace lymfatického kineziotejpu do oblasti hematoma (Ray, 2000). Také sem patří kožní nekrózy a myonekrózy. Pokud mají kožní nekrózy menší velikost, nechávají se zahojit. U větších nekróz je nutné operační řešení. Myonekrózy mohou vzniknout v hlubokých svalech v oblasti lýtky, nazývané anteriorní kompartment. Je pro něj typický snížený průtok krve vedoucí až k periferní cévní chorobě nebo kompartment syndromu (Ray, 2000). Nepříjemnou komplikací po amputaci je také gangréna. U gangrény je vždy nutná operační reamputace, aby nedošlo k jejímu dalšímu rozšíření na okolní tkáň (Sosna et al., 2001). Díky operativnímu zákroku, při kterém dochází k narušení kostní tkáně, měkkých tkání i krevních vlásečnic, dojde k nahromadění tekutiny v mezibuněčném prostoru, které se nazývá otok neboli edém. Tím, jak se postupně opět obnovuje krevní oběh, tekutina se opět vstřebává do buněk, dochází k postupnému snižování otoku. K urychlení hojení je vhodné preventivní bandážování končetiny, polohování končetiny v elevaci, případná aplikace lymfatického kineziotejpu přímo do místa otoku. Vážné komplikace, které mohou vzniknout při

nesprávném polohování pahýlu a nedostatečném protahování svalů, jsou kloubní kontraktury. Při léčbě je nutné pacienta přesně zainstruovat z hlediska fyzioterapie, jakým způsobem polohovat pahýl, jak často protahovat svaly, které mají tendenci ke zkracování a následnému vzniku kloubních kontraktur (Kubeš, 2005). Po amputaci může také vzniknout infekce v pahýlu, která se léčí pomocí antibiotik, operační revize nebo reamputace (Sosna et al., 2001).

Mezi celkové komplikace patří především psychologické komplikace, kdy je nutná spolupráce s psychologem, v nejhorším případě smrt, která je však ojedinělá (Sosna et al., 2001). Amputace má výrazný vliv na psychickou stránku jedince, jeho společenský a rodinný život. Amputovaní často po operaci trpí sociální izolací, dočasnou ztrátou či změnou koníčků, povolání. Trpí depresi, úzkostmi, únavou (Dadkhah, Valizadeh, Mohammadi & Hassankhani, 2013). Nejdůležitějším mezníkem u pacienta v pooperačním období, je přijetí diagnózy, které určuje, jak bude probíhat následná léčba. Je důležitá správná psychologická podpora, nejen ze strany ošetřujícího personálu, lékařů, fyzioterapeutů, ale také ze strany nejbližších a rodiny. V dnešní době dochází k rozvoji různých nadací či skupin, které se věnují péči o takto postižené jedince. Jednou z těchto nadací je i sdružení No foot, No stress. Toto sdružení pomáhá osobám po amputaci dolních končetin, zajišťuje klientům psychickou podporu i rehabilitaci. Sdružení pořádá také sportovní, kulturní i společenské akce, kterých se mohou tito lidé zúčastnit. Kromě toho umožňují pacientům seznámení se s lidmi se stejným postižením (Kuželová, 2007).

2.1.5.1 Syndrom fantomové končetiny

Častou nepříjemnou komplikací po amputaci bývá syndrom fantomové končetiny, kam patří fantomové vjemy, fantomová bolest a pahýlová bolest, která může vzniknout nedokonalým ošetřením pahýlu (Lejčko, 2002; Sosna et al., 2001).

Fantomové vjemy a pocity bývají u transtibiálních amputací velmi slabé, s častějším výskytem na dominantní končetině. Pacient může vnímat pocity dotyku, tlaku, tepla, chladu, svědění, ale ne bolesti. Může také vnímat polohu, délku a hmotnost, pohyb končetiny. Tyto vjemy by měly po čase však vymizet (Lejčko, 2002).

Fantomová bolest je pacienti udávána v místech již amputované dolní končetiny (DK); (Lejčko, 2002). Poprvé byla fantomová bolest popsána v 16. století francouzským chirurgem Ambroisem Paré. Vyskytuje se až u 75 % pacientů v prvním týdnu po amputaci,

častěji u dospělých traumaticky amputovaných, nikoliv však u amputovaných dětí (Ray, 2000). Je pacienty popisována různě. Někdo udává pálivou, jiný křečovitou, řezavou nebo bodavou bolest. Někteří pacienti si stěžují na bolestivé svírání a drčení, což je velice omezující v běžném životě a řešení bolesti může představovat problém. Často pacienti udávají parestezie vystřelující do chybějící části končetiny (Ray, 2000). Patofyziologický podklad bolestí není dodnes zcela objasněn (Lejčko, 2002).

Pahýlová bolest se vyskytuje až u 50 % pacientů po amputaci. Pacienti udávají bolest přímo v místě pahýlu, v okolí jizvy. Často se vyskytuje společně s fantomovou bolestí. Příčinou této bolesti je patologický nálezní přímo v pahýlu způsobený neuromem, kostní prominencí, jizvou či místní ischemií. Pahýlová bolest by měla pomalu ustupovat až úplně vymizet (Lejčko, 2002).

Bohužel v dnešní době zatím není známa přesná patofyziologie vzniku syndromu fantomové končetiny, proto je obtížné zvolit správnou následnou léčbu. Při pokusech o odstranění bolesti si může lékař vybrat z několika možností. Vždy je nutné vzít v potaz příčiny a průběh operace a přistupovat ke každému jedinci individuálně. Možnosti léčby zahrnují neinvazivní farmakologickou léčbu, neinvazivní nefarmakologickou a invazivní léčbu.

Při neinvazivní farmakologické léčbě se podávají analgetika, opioidy, antikonvulsiva, antidepressiva, lokální anestetika, kalcitonin. Podle Hsu a Cohen (2013), je vhodné využít k léčbě bolesti injekční terapii, kdy jsou do těla vpravovány kortikosteroidy nebo lidokain. Také bylo dokázáno, že tlumení bolesti provedením epidurální anestezie nebo intravenózní aplikací analgetik 48 hodin před operací, pokračující 48 hodin po operaci, snižuje fantomovy bolesti v průběhu šesti měsíců po operaci (Karanikolas et al., 2011).

Neinvazivní nefarmakologická léčba zahrnuje různé konzervativní techniky. Dle Wilkes, Ganceres, Solanki a Hayes (2008) poskytuje delší úlevu od fantomových bolestí léčba pomocí pulzní radiofrekvence. Léčba obsahovala 2 cykly po 120 sekundách, ve 42° C s frekvencí 2 pulzy za sekundu. Doba trvání jednoho impulzu byla 20 milisekund.

Také je možné z fyzikální terapie využít aplikace Transkutánní elektrické nervové stimulace (TENS). Ve studii podle Mulvey et al. (2012) se sledovaly účinky konvenčního typu TENS na fantomové a pahýlové bolesti. Dvě deskové elektrody byly umístěny na distální konec pahýlu. Amplituda proudu byla přizpůsobena nejsilnějšímu nebolestivému vjemu a takto byla udržována po dobu šedesáti minut. Parametry proudu byly: doba impulsu 80 mikrosekund, frekvence 100 Hz. Měření probíhalo v klidu i při pohybu. Pacienti udávali bolest podle jedenácti bodové stupnice 0 až 10, přičemž 0 znamenala žádnou bolest

a 10 znamenala největší bolest. Výsledky ukázaly, že aplikace konvenčního TENS na distální pahýl subjektivně redukovala fantomovú i pahýlovou bolest v klidu i při pohybu.

Z balneoterapie lze využít aplikaci kryoanalgezie neboli kryoneurolyzy na snížení fantomových bolestí. Aplikace chladu do nervu vytvoří blok vodivosti podobný účinku lokálního anestetika. Dojde ke dlouhodobé úlevě od bolesti. Ke zmrazení dojde, protože krystalky ledu poškodí vasa nervorum, což vede k endoneurálnímu edému a Wallerově degeneraci nervu, ale Schwannovy buňky zůstanou neporušené. Histologické studie však potvrzují axonální regeneraci a kompletní rekonstrukci funkce nervu bez toho, aniž by se utvořil neurom. Aplikace se provádí pomocí fenolové nebo alkoholové injekce (Moesker, Karl, & Trescot, 2012).

Z fyzioterapie je možné využít zrcadlovou terapii, která využívá poznatku, že centrální nervová soustava (CNS) upřednostňuje vizuální informace před somatosenzorickou zpětnou vazbou a skrz kortikální reorganizaci ovlivňuje fantomovy bolesti. Tato terapie zahrnuje umístění zrcadla mezi dolní končetiny pacienta, tak aby v zrcadle pacient viděl odraz své zdravé končetiny a dodávalo mu to pocit a představu, že amputovaná končetina je přítomna a může se účelně pohybovat (Hsu & Cohen, 2013; Darnall, 2009).

2.2 Protetika

Dalším krokem po amputaci celé končetiny nebo její části je oprotézování pacienta v co nejkratším možném čase a jeho návrat do plnohodnotného života. Léčbou o tyto pacienty pomocí zevně aplikovaných protetických pomůcek vyrobených přesně na míru, se zabývá chirurgický obor protetika. Již v prvním týdnu po operaci je možné aplikovat těmto pacientům včasnou protézu, jejíž udělení se odvíjí od stavu amputačního pahýlu a kondice pacienta. Pro prvovybavení transtibiálních pacientů se aplikují protézy po zhojení pahýlu, okolo 21. dne po operaci. Po nácviku chůze na prvovybavení, stabilizaci objemu pahýlu i definování uživatelského prostoru pacienta, lze přistoupit k aplikaci standartní protézy, která by již plně měla odpovídat aktuálnímu stavu i aktivitě pacienta (Krawczyk, 2011). Protéza představuje mechanickou pomůcku, která je ovládaná silou svalstva na amputačním pahýlu (Kolář et al., 2009). Slouží jako funkční kompenzace pro chybějící dolní končetinu, nahrazuje a rozšiřuje bázi opory a představuje nezbytnou součást amputované dolní končetiny, která poskytuje tělu dostatečnou posturální stabilizaci během stoje i bipedální lokomoce (Gauthier-Gagnon, Gravel, St-Amand, Murie, & Goyette, 2000)

Podle kritérií zdravotních pojišťoven se rozlišuje pět kategorií hodnocení stupně aktivity pacienta, které určují fyzické a psychické předpoklady uživatele protézy, profesi, uživatelský prostor a vyjadřují míru schopností uživatele provádět běžné denní aktivity (Kolář et al., 2009; Pejšková & Mareček, 2010).

Stupeň aktivity 0 charakterizuje nechodícího pacienta, jehož celkový stav nedovoluje chůzi ani přesuny s protézou, zhotovuje se tedy nejjednodušší kosmetická protéza a pohyb se uskutečňuje pouze pomocí vozíku (Kolář et al., 2009; Pejšková & Mareček, 2010).

Stupeň aktivity 1 značí interiérový typ uživatele se schopností pohybu na rovném povrchu pomalou konstantní rychlostí chůze po místnosti (Kolář et al., 2009; Pejšková & Mareček, 2010).

Stupeň aktivity 2 je typický pro limitovaného exteriérového uživatele, který je schopen překonat malé přírodní nerovnosti a schody, pohyb probíhá hlavně v interiéru, omezeně i v exteriéru (Kolář et al., 2009; Pejšková & Mareček, 2010).

Stupeň aktivity 3 značí nelimitovaného exteriérového uživatele, který chodí střední i vysokou rychlostí chůze, překonává přírodní nerovnosti a bariéry, zvládá pracovní aj. pohybové aktivity. Využívá pomůcky v interiéru i exteriéru neomezeně (Kolář et al., 2009; Pejšková & Mareček, 2010).

Stupeň aktivity 4 charakterizuje nelimitovaného exteriérového uživatele se zvláštními

požadavky, s výrazným rázovým a mechanickým zatížením protézy, např. děti, sportovce, vysoce aktivní dospělí lidi (Kolář et al., 2009; Pejšková & Mareček, 2010).

Kvalitní protetické vybavení závisí na několika faktorech. Důležitou roli hraje kvalita operačního výkonu (délka a tvar amputačního pahýlu), znalosti protetiky, možnosti, které nabízejí zdravotní pojišťovny, efektivní rehabilitace, multidisciplinární přístup, spolupráce pacienta a rodinných příslušníků (Vrablicová a kol., 2008).

2.2.1 Stavba protézy

Základními částmi každé protézy jsou pahýlové lůžko, pomocné části a periferie protézy. Pahýlové lůžko se skládá z věnce, stěny a dna (vrcholu). Pahýlový věnec se nachází v horní části zesíleného pahýlového lůžka, jsou na něm vymodelovány opěrné plochy a body, u bércevé protézy tomuto odpovídají mediální a laterální plocha kondylů tibie a krček capitulli fibulae. Jeho základní funkcí je přenos zátěže pacientova těla do protézy, zavěšení protézy, kontrola pohybu protézy, ochrana měkkých tkání a řešení objemových změn pahýlu (Kozáková, Janura, & Rosický, 2009; Sosna et al., 2001). Střední část je tvořena stěnami pahýlového lůžka, které jsou vymodelovány podle tvaru pahýlu. Dolní část pahýlového lůžka tvoří dno, které je tvarově přizpůsobeno konci pahýlu (Gallo a kol., 2011). Distální část pahýlového lůžka tvoří dno (vrchol), má miskovitý tvar, v jehož středu je umístěn ventil, kterým se protáhne trikotýnová hadice a tím se vtáhne pahýl do lůžka (Sosna et al., 2001).

Rozlišují se lůžka závěsného, semikontaktního, kontaktního a zvláštního typu. U lůžek závěsného typu tvar lůžka odpovídá zhruba tvaru pahýlu. Je nutné užití přídatných retenčních zařízení. Nevýhodou tohoto typu je právě užití přídatných zařízení a především zhoršená schopnost ovládnutí lůžka a celé protézy pahýlem. Výhodou je nenáročná nasazení protézy. Semikontaktní typy také vyžadují užití závěsných zařízení. Tato pahýlová lůžka jsou charakteristická lepším vzájemným kontaktem mezi lůžkem a pahýlem. Kontaktní lůžka nevyužívají přídatná závěsná zařízení. Vyznačují se maximálním možným kontaktem mezi pahýlovým lůžkem a pahýlem. U kontaktních lůžek se využívá podtlaku, který je možno regulovat podtlakovým ventilem umístěným v oblasti dna lůžka. Mezi pahýlová lůžka zvláštního typu patří lůžka silikonová a polyuretanová. Tato lůžka využívají elastického napětí v celé ploše amputačního pahýlu. Výhodou těchto typů lůžek je vysoký komfort pacienta v lůžku. Nevýhodou jsou však celkově zvýšené nároky na jeho údržbu a snížená propustnost tekutin a plynů lůžkem (Matějčiček, 2005; Gallo a kol., 2011).

Pahýlová lůžka bércevé protézy jsou tvarovány podle tvaru příčného průřezu bérce. Existují tři typy těchto protéz – PTB (z angl. Patellar Tendon Bearing) protéza (Příloha 1, 2), TSB (z angl. Total Surface Bearing) protéza (Příloha 1, 2), KBM (z angl. Kondylar Bearing Munster) protéza (Příloha 3). U PTB protézy se zátěž přenáší přes ligamentum patellae. U KBM protézy je využíváno stabilizačních pelot, které se opírají o kondyly femuru, patella je volná. TSB protéza patří mezi nejmodernější typ pahýlového lůžka, vychází z plně kontaktního uložení pahýlu v pahýlové objímce. Díky tomu nedochází k otokům pahýlu v místech dominantního zatížení. Eliminuje se také skluz pahýlu v lůžku a nošení protézy je pohodlnější. Pahýl je v tomto lůžku fixován buď podtlakem nebo pomocí fixačního čepu (Matějček, 2005; Krawczyk, 2011). V klinické studii dle Zhang, Turner-Smith, Tanner a Roberts (1998), bylo měřeno rozložení tlaku a smykové napětí na několika místech v oblasti amputačního pahýlu a protetického lůžka typu PTB při stoji a chůzi u pěti jednostranných transtibiálně amputovaných jedinců. Výsledky ukázaly, že maximální naměřený tlak byl 320 kPa v podkolenní oblasti během chůze a maximální naměřené smykové napětí bylo 61 kPa v mediální oblasti tibie. V studii dle Zhang a Roberts (2000), bylo opět měřeno rozložení tlaku a smykové napětí v oblasti amputačního pahýlu a protetického lůžka typu PTB u jednostranných transtibiálně amputovaných jedinců. Výsledky tentokrát ukázaly, že maximální naměřený tlak byl 226 kPa v oblasti patelární šlachy a vrchol smykového napětí byl 50 kPa v anterolaterální oblasti tibie. Ve studii dle Dou, Jia, Suo, Wang a Zhang (2006), bylo měřeno rozložení tlaku na více místech během chůze přirozenou rychlostí na rovném chodníku, svahu, po schodech u jednostranně transtibiálně amputovaných jedinců. Ve srovnání s přirozeným krokem bylo naměřeno trvalé sub-maximální zvýšení zatížení, zejména v oblasti patelární šlachy při chůzi po schodech a nerovné silnici, avšak snížení tlaku na patelární šlachy při chůzi do svahu. Redhead (1979) provedl klinickou studii s cílem vyšetření distribuce a stupně axiálního zatížení mezi pahýlem a pahýlovým lůžkem typu TSB u transfemorálně amputovaných jedinců. Z výsledků vyplývá nejnižší tlakové zatížení na boční straně proximální části lůžka a nejvyšší tlakové zatížení na boční straně distální části lůžka. Zdá se pravděpodobné, že faktorem, který přispívá k vyššímu tlakovému zatížení v této oblasti, bylo malé množství měkkých tkání.

Mezi pomocné díly protézy řadíme bandáže, řemínky a závěsná zařízení pro aktivní pohyb. Jimi je protéza vybavena, pokud je nutné zlepšit stabilitu mezi lůžkem a pahýlem nebo zajistit ovládání protézy (Gallo a kol., 2011).

Části periferie protézy tvoří adaptér, který je umístěn na spodní části pahýlového

lůžka, slouží k připojení trubkovité konstrukce, na jejímž konci je připevněno chodidlo (Kolář et al., 2009).

Protetická chodidla se uplatňují jako důležitý statický a v různé míře i dynamický prvek protézy. Rozdělují se na pevná a dynamická, podle stavby a druhu materiálů. Pevná chodidla jsou tvořena z mechanicky odolných materiálů s různou pružností, nejčastěji dřeva a plastu. Pro dynamická chodidla je charakteristická schopnost kumulovat mechanickou energii a následně ji využít ve švihové fázi kroku. Takto lze lépe zvládat terénní nerovnosti při chůzi (Kubeš, 2005).

2.2.2 Podmínky oprotézování a nastavení protézy

Aby mohl být pacient správně a především funkčně oprotézován, musí splňovat určité fyzické, psychické a sociální podmínky. Protetik musí znát stáří pacienta, pohlaví, přidružená onemocnění vnitřních orgánů, onemocnění svalového a pohybového aparátu, celkový duševní stav a tělesnou kondici (Kolář et al., 2009).

Z hlediska aspekčního vyšetření protetik posuzuje stav amputovaného pahýlu (trofiku svalů, stav jizvy, stav prokrvování pahýlu), úroveň amputace, techniku amputace, délku pahýlu, jeho pohyblivost a zatížitelnost. Z hlediska biomechanického je nutné, aby protetik před zhotovením protézy znal konkrétní biomechanické podmínky, které vznikají na jedné straně vzájemným působením vlivů mezi biologií/fyziologií pacienta a na druhé straně zákony sil, které se přenášejí prostřednictvím protézy na prostředí (např. na podlahu) nebo z prostředí na pacienta. Protetik musí umět rozpoznat sílu tíhovou, tlakovou, ohybovou, stříhovou, torzní a točivé momenty, které na protézu působí. Měl by také znát prostředí, ve kterém se pacient nejčastěji pohybuje (pracoviště, domácí prostředí, druhy provozovaných sportů), požadavky kladené na protézu (pracovní protéza, kosmetická protéza, protéza pro volný čas, speciální sportovní protéza). Roli při sestavení protézy hraje i analýza chůze, kterou by měl pacient podstoupit (Pejšková & Mareček, 2010). Předpis protézy může vyhotovit pouze odborník náležité způsobilosti. Nová protéza se předepisuje každé dva roky v počtu jeden kus na pacienta a její úpravy a opravy hradí pojišťovna (Kolář et al., 2009)

Stavba každé protézy odpovídá trojrozměrnému modelu. Je konstruována ve směru laterolaterálním, předozadním a vertikálním. Klouby protéz musí být na jedné straně staticky bezpečné a na druhé straně musí umožňovat dostatečný pohyb v kloubech a tím zajišťovat plynulou, pohodlnou chůzi (Pejšková & Mareček, 2010).

U transtibiálních amputací má bércevní pahýl oblasti zatížitelné, méně zatížitelné a citlivé na zatížení. Nesprávně tvarované lůžko nebo konstrukce protézy mohou vyvolávat síly, točivé momenty a tlaky, které budou značně znesnadňovat používání protézy. Mezi nezatížitelné oblasti patří zaoblená hrana mediálního kondylu femuru, mediální část tuberositas tibie, laterální část tuberositas tibie, přední část tuberositas tibie, přední hrana tibie, kostěný a muskulární konec pahýlu, hlavička fibuly, distální konec fibuly. Mezi oblasti, které je nutno zatížit patří celá mediální plocha tibie, celá plocha mezi tibií a fibulou, šlacha musculus kvadriceps femoris, mediální plocha kondylu femuru, laterální suprakondylární plocha. Správné přilnutí pahýlu a lůžka protézy záleží právě na co nejspolehlivějším odlehčení míst citlivých na tlak a na co nejvíce intenzivním zatížení zatížitelných oblastí (Pejšková & Mareček, 2010).

Správným sestavením a nastavením protézy se zabývá výlučně protetik. Protetik při jejím sestavování a nastavení určuje prostorové uspořádání mezi pahýlovým lůžkem a protetikým chodidlem. Statická stavba protézy zahrnuje korekci základního nastavení s ohledem na stabilitu pacienta s protézou ve stoji. Dynamická stavba protézy zahrnuje uspořádání protézy s ohledem na chůzi pacienta v protéze. Cílem je nastolení dynamické rovnováhy při chůzi (Kozáková et al., 2009). Nesprávná velikost protézy, špatné úhlové nebo délkové nastavení nebo např. posun jednotlivých komponent vůči sobě, mohou mít negativní vliv na vykonávání každodenního pohybu jedince. Nesprávná stavba protézy se může projevit nestabilitou v kloubech, celkovým diskomfortem, asymetrií při chůzi, přetěžováním zdravé končetiny, zvýšením energetické náročnosti při jakémkoliv provedení pohybu, ovlivněním časoprostorových a úhlových parametrů chůze, velikosti reakční síly podložky, asymetrickým rozložením tlaků (Svoboda, 2008). Konkrétně se důsledky mohou projevit v rovině sagitální, dlouhým krokem protetické končetiny při příliš dlouhé protéze, extenzí v kolenním kloubu při kontaktu paty protetické končetiny, nebo v rovině frontální, varózním postavením kolenního kloubu ve středu stojné fáze při posunu jednotlivých komponent protézy nebo abdukovanou chůzí a cirkumdukci protetické končetiny při moc dlouhé protéze (Kozáková et al., 2009). Nastavení protézy do nadměrné zevní rotace může mít za následek zkrácení stojné fáze postižené dolní končetiny, a také změny délky kroku (Svoboda, 2008). Anteroposteriorní složka reakční síly podložka je na změny v nastavení více citlivá než vertikální složka reakční síly. Pokud je chodidlo více nakloněno směrem do plantární flexe, zvyšuje se brzdící a akcelerační síla. Při změně nastavení a naklonění chodidla více do dorzální flexe, dochází k redukci brzdící síly a to zejména při fázi mezistoje (Solomonidis, 1991).

2.2.3 Kontraindikace oprotézování

Bohužel se v dnešní době neustále vyskytují možné kontraindikace, které komplikují pooperační oprotézování pacienta. Rozlišují se kontraindikace dočasné a trvalé. Mezi dočasné řadíme reverzibilní změny amputačního pahýlu (patologický edém, nezhojená operační rána, bolestivé neuromy, osteofyty), kontraktury, výraznou obezitu, stavy po úrazech a operacích zachované končetiny. Pokud tyto patologické změny zmizí, je možné pacienta vybavit protézou. Bohužel však existují trvalé patologické změny, kvůli kterým nemůže být pacient z žádného důvodu vybaven protézou. Tyto patologie dále dělíme na absolutní a relativní. Mezi absolutní patří těžká demence, ireverzibilní onemocnění kardiovaskulárního systému těžšího stupně, dyspnoe, výrazná instabilita následkem úplného vyřazení mechanismů regulujících vzpřímené postavení trupu (slepota, porucha polohocitu), výrazná stařecká kachexie. Do relativních kontraindikací se řadí fixované kontraktury, částečné vyřazení ústrojí pro regulaci vzpřímeného stoje, onemocnění s očekáváním krátkého přežití (Jamečná, 2008).

2.3 Fyzioterapie po amputaci

Rehabilitace pro pacienty po amputaci dolní končetiny představuje velice důležitý a nepostradatelný prvek při návratu zpět do plnohodnotného života (Pejšková & Mareček, 2010). Pooperační péče v rámci fyzioterapie se zahajuje bezprostředně po operaci, nejlépe druhý pooperační den (Hromádková a kol., 1999). Při rehabilitaci je nezbytný multidisciplinární přístup, na kterém se podílí lékař, protetik, fyzioterapeut, psycholog, ergoterapeut, zdravotní sestra, ortotik, sociální pracovník a dietní sestra (Kozáková et al., 2009). Celková komplexní rehabilitace u pacientů po amputaci je nutná i řadu let po operaci, neboť její důsledky mají vliv na člověka po celý jeho další život (Vrablicová a kol., 2008).

U pacientů po amputaci dolní končetiny je cílem léčebné rehabilitace zaměřit se na otužování a formování pahýlu, prevenci vzniku či ovlivnění komplikací, vertikalizaci a výcvik lokomočních a rovnováhových funkcí pacienta a v neposlední řadě udržení celkové kondice pacienta jak psychické, tak fyzické (Mikulová, 2012).

Vstupní vyšetření pacienta po amputaci se skládá z odebrání anamnestických údajů, subjektivního a objektivního vyšetření, kineziologického rozboru, vyšetření pahýlu, vyhodnocení aktivit běžného denního života z angl. Activity of Daily Living (ADL), chůze s protézou, balančních schopností. Při kineziologickém rozboru je testována funkční patologie pohybového aparátu např. dýchání, schopnost izolovaného pohybu paží, dynamika páteře, prostorová orientace, stoj na jedné dolní končetině, rozložení váhy při stožení na dvou vahách (Vrablicová a kol., 2008).

2.3.1 Rehabilitační program

Rehabilitační program při pobytu na protetickém lůžkovém oddělení po amputaci části dolní končetiny zahrnuje nespočet úkonů, které si pacient musí osvojit, aby opět mohl stát a chodit. Pacient se musí naučit správně pečovat o pahýl a jizvu, tzn. správné bandážování pahýlu, tlakové masáže a uvolňování jizvy. Důležitá je také prevence a polohování flekčních kontraktur velkých kloubů. Součástí rehabilitace je také léčebná tělesná výchova pro udržení, a následné zlepšení rozsahu kloubních pohybů a svalové síly končetin a trupu. Před vlastním nacvičováním chůze s protézou, se pacient nejdříve pomalu seznamuje s protézou, nacvičuje navlékání protézy, učí se zvládat jízdu na vozíku v interiéru i v exteriéru. Součástí rehabilitace je důležitá škola chůze s použitím protézy dolní končetiny nejdříve v interiéru na rovném

povrchu, poté v exteriéru, na schodech a v nerovném terénu. V neposlední řadě musí se pacient naučit zvládat a být soběstačný v aktivitách denních činností (Pejšková & Mareček, 2010).

Bandáž pahýlu

Součástí rehabilitačního programu od prvního pooperačního dne amputace je provádění bandážování pahýlu kvůli správnému formování pahýlu a aby se podpořila přirozená atrofie svalstva pahýlu. Jedině takto může být dosaženo optimálního tvaru pahýlu během několika týdnů až měsíců a díky tomu může být potom zhotovena definitivní protéza. K bandážování se využívá dostatečně široké elastické obinadlo (10–14 cm), které se naváže pomocí klasové vazby distoproximálně se sníženou kompresí až nad zachovalý kloub končetiny. Běžně se bandážuje 3x denně a u pacientů po amputaci z cévních příčin se elastický obvaz sundává na noc. Nevýhodou může být nedostatečná kontrola otoku, ochrana před traumatem a riziko snadného sklouznutí z pahýlu (Hadraba, 2006; Kozáková et al., 2009).

Pro podporu tvarování amputačního pahýlu je možné využít kompresní terapii pomocí textilních návleků, která je zahájena okolo pátého dne po amputaci. Začíná po dobu 1 hodiny dopoledne a odpoledne, kdy maximální doba použití je 8 hodin denně. Kontraindikací kompresní terapie je těžká demence, neschopnost komunikace, bolest a klinické známky ischemizace pahýlu. Její nevýhodou je však omezení chůze.

U transtibiálních amputací je možné využít rigidní sádrování po dobu 7-15 dní. Jeho výhodou je minimalizace otoku a bolesti, ochrana před mechanickým drážděním, prevence kolenní kontraktury. Nevýhodou však může být velká hmotnost sádry a nedostatečná kontrola rány. Obdobnou možností je využití rigidní fixace s ranou pooperační protézou. Její výhodou je časná vertikalizace, nevýhodou však může být nadměrné přenesení váhy na protézu, a tím následné rozevírání rány (Kozáková et al., 2009).

Prevence vzniku kontraktur

Po amputaci části dolní končetiny, je častou nepříjemnou komplikací vznik flekčních kontraktur v kolenním a kyčelním kloubu. Tyto kontraktury mohou vzniknout při dlouhodobé inaktivitě vsedě na vozíku nebo při nesprávném polohování vleže. U transtibiální amputace je vysoké riziko vzniku zkrácení flexorů kolene, proto je pacient preventivně polohován do extenze, a to buď vleže na břiše, nebo vleže na zádech podložením vrcholu pahýlu (Mikulová,

2012). Pacient se v rámci rehabilitace učí sám si polohovat pahýl do poloh s protažením flexorů kolene, neboť kontraktury mohou mít za negativní následek nezvládnutí správného stereotypu chůze a znesnadnění stavby protézy. Proto je nutné správné polohování, střídání poloh, protahování kloubů a svalů (Pejšková & Mareček, 2010).

Otužování pahýlu

Aby se amputační pahýl pomalu adaptoval na tlakové zatížení, které je důležité pro stoj a chůzi v protéze, je nutné jeho otužování. Provádí se po zhojení jizvy a odstranění stehů. Cílem otužování je zbavení pahýlu všech nečistot, snížení senzitivity kůže, zlepšení proprioceptivní zpětné vazby pahýlu, neboť její nedostatečnost může vést k nerovnoměrnému zatěžování amputované DK. Otužování je prováděno pomocí metod fyzikální terapie, střídavé sprchy, poklepové masáže, soft míčků, ježků a kartáčků. Vyšší úroveň otužování pahýlu představuje otužování ve stoji. Pahýl je pokládán do polštáře, později do pevnější podložky. Při léčebné tělesné výchově je vhodné využít ribstolů, kterých se může pacient přidržovat, a pokládat pahýl na vytvořenou podložku, u které lze měnit tvrdost a labilitu vrchní vrstvy (Kozáková et al., 2009). Pahýl by se měl každý den oplachovat teplou vodou s následným vysušením, protože se pahýl více potí a tento pot se nedostatečně odpařuje. Pokud je pokožka naopak příliš suchá, je vhodné ji namazat krémem (Pejšková & Mareček, 2010).

Péče o jizvu

Z hlediska prevence vzniku infekce či adhezí v oblasti pooperační rány, je důležitá dostatečná péče o jizvu. Již před odstraněním stehů lze nad a pod jizvou provádět jemnou manuální masáž ke zvýšení mobility tkáně. Snahou je předejít slepení tkání pod jizvou. Jakmile je jizva zhojená, uzavřená, je možné provádět jemnou mobilizaci jizvy. Po odstranění stehů se provádí tlaková masáž jizvy a posuvná masáž s využitím měkkých technik, které působí jako prevence vzniku keloidní jizvy (Kozáková et al., 2009).

Léčebná tělesná výchova

Základem rehabilitace po amputaci dolní končetiny je léčebná tělesná výchova zprostředkovaná kinezioterapií neboli pohybovou léčbou.

Kondiční cvičení má výrazný kladný účinek na činnost celého těla. Udržuje správnou trofiku kostí a svalů, udržuje či zvyšuje svalovou sílu, pozitivně ovlivňuje kloubní rozsah,

zlepšuje funkci kardiovaskulárního systému zvýšením tolerance fyzické zátěže. Vlivem funkce trupových svalů je podpořeno prokrvení vnitřních orgánů a je zvýšená peristaltika střev.

Při rehabilitaci u transtibiálně amputovaných se využívá intenzivní svalový trénink, který je zaměřen převážně na svaly horních končetin a na zdravou dolní končetinu. Tento trénink je užitečný pro následnou chůzi s pomůckou. Využívají se činky, závaží, posilovací stroje, therabandy.

Pokud pacient trpí po operaci fantomovými bolestmi, a také jako prevence syndromu fantomové končetiny, se s úspěchem využívá fantomová gymnastika. Princip spočívá ve cvičení v představě pomocí amputované DK (Hromádková a kol., 1999).

Včasná vertikalizace hraje důležitou roli pro amputovaného pacienta. Čím dříve se pacient postaví, tím dříve může dostat protézu. Nejdříve se provádí vertikalizace do sedu, kdy je vhodné využít rytmickou stabilizaci pro výcvik rovnováhy. Poté, co pacient zvládne stabilní sed, je možná vertikalizace do stoje (Hromádková a kol., 1999).

Nácvik rovnováhy ve stoji využívá opět rytmické stabilizace, dále stoje na jedné DK, přenášení váhy, úklony trupu, podřepy, poskoky (Hromádková a kol., 1999).

Výcvik dále pokračuje nácvikem chůze bez protézy, který se provádí švihem. Základem je stabilní základna chodidla a berlí, která tvoří rovnostranný trojúhelník. Pacient přenesse váhu na obě berle a následným zhoupnutím celého těla se dostane dopředu, a došlápne na zdravou DK. Poté předsune berle opět dopředu a cyklus se neustále opakuje. Při chůzi do schodů zůstává váha na berlích a zdravá DK vystoupí na schod. Následuje extenze v koleni, s níž pacient přenáší váhu těla na končetinu a současně přiloží obě berle na schod. Při chůzi ze schodů zůstává nejdříve váha na DK a pacient přesune obě berle na nižší schod. Poté přenesse váhu na berle a přisune zdravou DK (Hromádková a kol., 1999).

Léčebná tělesná výchova se neobejde bez nácviku pádů. Obecně by se měl pacient snažit padat spíše směrem dopředu, neboť je to bezpečnější, a pokud padá směrem dozadu, měl by si chránit hlavu rukou. Nejdříve pacient nacvičuje pády z nízkých poloh, jako je klek, dopadá přímo na ruce a zmírňuje dopad klikem. Z vyšších poloh se pacient učí zachytit pád pomocí jedné horní končetiny (HK) vnější hranou ruky přes loket a převalit se přes rameno na záda (Hromádková a kol., 1999).

Škola chůze

Pokud pacient plně spolupracuje při rehabilitaci a nevyskytnou se žádné komplikace zabraňující udělení protézy pacientovi, je možné započít školu chůze, v níž se pacient seznamuje s protézou a jejími částmi a doplňky. Učí se získat kontrolu nad svou nově přidělenou protetickou částí dolní končetiny. Při nácviku chůze s protézou se začíná jednoduššími prvky. Pacient se učí správnému postoji, přenesení váhy ze zdravé dolní končetiny na protetickou a naopak, dále úkroky stranou, dozadu, dopředu a plné zatížení do protézy, stoj na jedné dolní končetině, dosahování pro různé předměty do všech směrů, šlapání dopředu a dozadu. Pokud tyto prvky pacient zvládá, je možné pokročit k nácviku vlastní chůze s protézou. Je nutné, aby se pacient po transtibiální amputaci naučil nechávat koleno lehce flektované během chůze při dopadu paty až po mezistoj ve stejné fázi chůzového cyklu. Při nácviku se jedinci často koukají pod nohy, protože přes protézu necítí podlahu. Proto je vhodné využít k nácviku zrcadlo. Toto vše je důležité, aby klient zahrnul protézu do svého celkového tělesného schématu (May, 2002). Nácvik začíná v bradlech, poté u madla s jednou francouzskou holí (FH) nebo podpažní berlí (PB), po rovině se dvěma FH, po schodech a na nerovném terénu po štěrk, písku, šikmých plochách, travnatém terénu, dřevěných lávkách. Po zvládnutí individuálního nácviku je vhodné zařadit pacienta do skupinové terapie, což má pozitivní sociální a psychický vliv na jedince. Využívají se labilní plochy, terén, překážky, schody, hudba, hry s míčem. Důležitý prvek v nácviku stability hraje i zařazení pacienta do skupinového cvičení v bazénu, díky kterému odpor vody brání plnému pádu pacienta (Vrablicová a kol., 2008; Pejšková & Mareček, 2010). Zvládnutí školy chůze je hodnoceno podle používaných podpurných pomůcek (chodítka, francouzské hole,..), zvládnutí stereotypu chůze (chůze třídobá, střídavá), vzdálenosti a typu terénu (Pejšková & Mareček, 2010).

Doplňková terapie

Neméně důležitou součástí rehabilitace je také ergoterapie, která se zaměřuje především na nácvik navlékání protézy, nácvik přesunů z lůžka na mechanický vozík a na další aktivity podle individuálních potřeb pacienta. Často je součástí zotavovacího procesu také podpurná psychologická léčba.

2.4 Posturální kontrola

Posturální kontrola je považována za komplexní motorickou schopnost odvozenou z interakce více senzomotorických procesů. Za dva hlavní funkční cíle jsou považovány posturální orientace a posturální rovnováha (Horak, 1996).

Posturální orientace zahrnuje aktivní kontrolu vyrovnání výchylek těla s ohledem na gravitaci, opěrnou bázi, vizuální prostředí a vnitřní procesy. Prostorová orientace je založena na interpretaci aferentních smyslových informací ze somatosenzorického, vestibulárního a vizuálního systému (Horak, 2006).

Schopnost kontroly těžiště těla ve vztahu k opěrné bázi je označována jako posturální stabilita resp. rovnováha nebo balance (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Jedná se o koordinaci senzomotorických strategií ke stabilizaci těžiště při jeho vychýlení vlivem vnějších a vnitřních podnětů (Horak, 2006). Soubor strategií pro zajištění posturální stability ve statických podmínkách je označován jako statická rovnováha. Každodenní aktivity však vyžadují činnosti, které jsou realizovány v dynamických podmínkách. Schopnost zachovávat posturální kontrolu v těchto podmínkách je označována jako dynamická rovnováha. Vzájemná koordinace obou složek rovnováhy, jak statické, tak dynamické, a jejich správné fungování tvoří základní předpoklad lidské motoriky. Pochopení těchto složek a jejich podílu na zachování posturální stability nám dále umožňuje analyzovat konkrétní poruchy rovnováhy vyplývající ze specifík daného onemocnění (Horak, 2006). Poškození jakéhokoliv systému podílejícího se na udržování posturální stability, má za následek výraznou posturální instabilitu.

Proces zajištění posturální stability má několik fází. První fáze zahrnuje detekci konkrétní situace, k čemuž slouží hlavně zrakový systém. Autor Peterka (2002) uvádí až 10% podíl zraku na zachování posturální stability při stožení na pevné podložce u zdravých osob, v dobře osvětleném prostředí. Nicméně při stožení na nestabilní podložce se zvyšuje podíl zraku a vestibulárního ústrojí při zachování posturální stability vlivem snížení somatosenzorických vstupů. Druhou fází je vyhodnocení a volba příslušné strategie, což má na starosti CNS. Třetí fáze zahrnuje aktivaci daných svalových skupin formou eferentních drah. Čtvrtá fáze obsahuje vyvolání kontrakce svalu, její převedení na momenty sil v pákovém segmentovém systému lidského těla a tím vyvolání reakční síly okolí (Kolářová, 2012a).

Z hlediska biomechaniky je jedním z důležitých faktorů ovlivňujících bilanci velikost a kvalita opěrné báze – chodidla. Jakékoliv limitace v jejich velikosti, struktuře nebo funkčnosti ovlivňují bilanci. Amputací vzniká deficit v propioceptivním vnímání

z amputované části končetiny. Je známo, že u zdravých jedinců při stožení na pevné podložce a v dobře osvětleném prostředí je podíl propriocepce na udržení rovnováhy až 70 % (Peterka, 2002). Po amputaci dochází k redukci proprioceptivních informací z chodidla a hlezenního kloubu, tuto funkci do jisté míry přebírají ostatní sensorické systémy, především zrak. Je známo, že amputovaní mají problémy s dynamickou rovnováhou, především v antero - posteriorním směru (Horak, 2006). Ztráta plantárních flexorů v kombinaci s mechanickými omezeními na protetické končetině vede také ke změně pohybových strategií a k přijetí nových alternativních strategií specifických pro každý motorický úkol (Horak, 2006; Jones, Twigg, Scally, & Buckley, 2005). Nedostatečná kotníková strategie částečně kompenzovaná kyčelní strategií se projeví ve většině pohybů (Buckley, O' Driscoll, & Bennett, 2002).

Pro objasnění posturálních strategií, které amputovaní využívají k udržení rovnováhy, je proto vhodné provádět testování v dynamických situacích, u kterých lze najít odchylky, které jsou ve statických situacích častokrát nezjistitelné.

2.4.1 Přístrojová vyšetření

Objektivní možnost posuzování rovnováhových schopností představuje laboratorní přístrojová diagnostika. Je důležité dbát na to, aby se vyšetřovalo v podmínkách, které co nejspěšněji reflektují běžné denní situace. Nevýhodou těchto zařízení je, že často nejsou uzpůsobené pro modifikaci těchto podmínek, jejich vysoká pořizovací cena, časová a prostorová náročnost.

Metody posuzující pohyb člověka z hlediska změny polohy jeho jednotlivých segmentů vůči sobě, které se nezabývají příčinami pohybu, se nazývají kinematické metody. Metody kinematické analýzy se dělí na kvalitativní a kvantitativní. Kvalitativní metody jsou založené na pozorování pouhým okem. K těmto metodám není potřeba znát konkrétní fyzikální veličiny. Měření a vyhodnocení není objektivní a je nepřesné. Výstupem u kvantitativní analýzy jsou číselné údaje hodnot fyzikálních veličin. Rozdělení kvantitativních metod je dáno veličinou, která se metodou měří (Fšps Muni, 2011).

Objektivními metodami, které posuzují schopnosti posturální kontroly jedince, jsou kinetické metody. Tyto metody hodnotí pohyb z hlediska sil, které je způsobují, tzn. hodnotí příčiny pohybu. Zabývají se příčinami externích sil a tlaků, které působí na člověka přímým kontaktem s podložkou nebo s jiným objektem (Caldwell, Robertson, & Whittlesey, 2004). Mezi nejčastěji používané kinetické metody hodnotící míru posturálních titubací za statických

a dynamických podmínek u amputovaných jedinců patří silové plošiny. Komerčnější plošiny využívané k hodnocení posturální stability u amputovaných (nejčastěji používané Kistler®) jsou sestavené k měření ve třech prostorových rovinách. Při měření je zaznamenáván vektor reakční síly, který se dá určit pomocí devíti parametrů: tři pravoúhlé složky F_x , F_y , F_z vektoru reakční síly, tři souřadnice x , y , z značící počátek vektoru reakční síly a dále momenty sil M_x , M_y , M_z , které jsou určeny vzhledem k počátku souřadné soustavy dané plošiny. Při vlastním měření posturální stability je sledována poloha působišť reakční síly, z angl. Centre of pressure (COP), a tím jsou hodnoceny titubace těla za různých podmínek. Výsledkem záznamu jednotlivých poloh COP za určitou dobu je tzv. konfidenční elipsa. Její parametry (velikost obsahu, délka a směr os, délka trajektorie, hodnota směrodatných odchylek v daném směru, rychlost změn, apod.) nás informují o stabilitě resp. nestabilitě jedince v průběhu sledované úlohy (Janura et al., 2012).

Janura et al. (2012) testovali posturální stabilitu pomocí silových plošin Kistler u transfemorálně amputovaných pacientů. Vyšetřovali čtyři podmínky stoje – přirozený stoj, stoj o zúžené bázi, stoj se zavřenými očima, stoj na molitanové podložce. Testované osoby byly rozděleny do tří skupin dle délky používání protézy. První skupina A používala protézu 0 - 30 dnů, druhá skupina B 30 – 99 dnů a třetí skupina C 100 – 300 dnů. Výsledky byly srovnány se zdravou kontrolní skupinou a ukázaly u všech testovaných jedinců při všech typech stoje větší zatížení na zdravé dolní končetině. Z hlediska výchylek COP v mediolaterálním směru skupina B a C vykazovala vyšší hodnoty při stoji na zdravé končetině. Tento rozdíl byl u skupiny A zjištěn pouze při stoji na molitanové podložce. U skupiny B a C byly zaznamenány větší výchylky COP v anteroposteriálním směru na postižené končetině. Z výzkumu tedy vyplývá, že u osob s pozdějším oprotézováním byly naměřeny větší výchylky COP, byly prováděny větší rychlostí na amputované končetině, s vyšší asymetrií při zatížení dolních končetin. Z výsledků lze odvodit, že s prodlužující se dobou čekání na oprotézování, se zvyšuje asymetrie rozložení tělesné váhy při různých typech stoje. V klinické studii dle Hermodsson, Ekdahl, Person a Roxendal (1994), byla měřena rovnováha u skupiny 36 transtibiálně amputovaných z vaskulární a traumatické příčiny a 27 zdravých jedinců ve srovnatelném věku jako základní skupina pomocí silových plošin typu Kistler. Při stoji na jedné dolní končetině nebyly objeveny žádné významné rozdíly mezi všemi skupinami. Byla však zjištěna nižší schopnost udržet rovnováhu ve stoji u vaskulárně amputovaných ve srovnání s traumaticky amputovanými. Ve studii dle Nolan a Lees (2000), se vyšetřovaly zátěžové nároky na amputovanou dolní končetinu u skupiny 4 transfemorálně amputovaných, 4 transtibiálně amputovaných a 10 zdravých jedinců.

Výsledky ukázaly, že osoby s transtibiální nebo s transfemorální amputací kompenzují funkční ztrátu jednoho nebo více kloubů na dolní končetině pomocí nepostižené dolní končetiny a to: zvýšením rozsahu pohybu v hlezenním kloubu, zvýšením extenčního momentu v kolenním kloubu a tvorbou energie během fáze přenesení váhy, zvýšením extenčního momentu v kolenním kloubu a absorpcí energie během odrazové fáze, zvýšením extenčního momentu v kyčelním kloubu a absorpcí energie během fáze přenesení váhy, zvýšením flekčního momentu v kyčelním kloubu a tvorbou energie během odrazové fáze. Kromě silových plošin typu Kistler, se na hodnocení posturální stability u amputovaných používají také tlakové plošiny typu AMTI OR6-7, které pracují na stejném principu. V klinické studii dle autorů Jones et al. (2005), byla pomocí systému 3D Vicon a tlakových plošin AMTI OR6-7 zkoumána iniciační fáze krokového cyklu při vystupování a sestupování na schod u 10 jednostranně amputovaných jedinců (5 transfemorálně a 5 transtibiálně) a 8 zdravých jedinců. Z výsledků plyne významný rozdíl v délce trvání fáze dosažení vrcholu COP a vrcholu z angl. Centre of mass (COM), rychlosti odvalu paty a následného kontaktu chodidla mezi oběma podskupinami amputací a kontrolní podskupinou, ale ne mezi jednotlivými amputačními podskupinami. Tyto rozdíly jsou hlavně výsledkem toho, že po amputaci každý jedinec přijme novou strategii pro iniciaci chůze při chůzi do schodů a ze schodů. V obdobné studii dle Jones, Twigg, Scally a Buckley (2006), byla zjišťována mechanika dopadu nohy při sestupování na schod u 10 jednostranně amputovaných jedinců (5 transfemorálně a 5 transtibiálně) a 8 zdravých jedinců. Mechanika dopadu nohy byla hodnocena analýzou maximálního zkrácení končetiny, tuhosti dolní končetiny, úhlového posunutí v kolenním kloubu během počáteční fáze kontaktu a úhlu mezi chodidlem a bércelem v okamžiku kontaktu s podložkou. K měření byl využit systém 3D Vicon a tlakové plošiny AMTI OR6-7. Z výsledků vyplývá, že po transfemorální amputaci dapadli jedinci na narovnanou a skoro svislou končetinu. U transtibiálně amputovaných došlo k flexi kolene a v důsledku toho byla tuhost dolní končetiny významně vyšší u transfemorálně amputovaných ve srovnání s transtibiálně amputovanými a zdravou skupinou.

Jedinci po amputaci dolní končetiny používají krokovou strategii, která zajišťuje směr vektoru reakční síly podložky anteriorně před střed kolenního kloubu. Cílem studie dle Baum, Schnall, Tis a Lipton (2008), bylo vyšetřit, zda délka amputačního pahýlu po amputaci je významná při změně vzoru chůze. Probandy této studie tvořilo celkem 13 mladých sportovců s transfemorální amputací a exartikulací v kolenním kloubu. Měření probíhalo pomocí kamerového systému Eight Eagle 1 a tlakových plošin AMTI OR6-7. Bylo předpokládáno, že kratší amputační pahýl bude korelovat s většími odchylkami chůze. U pacientů s amputačním

femorálním pahýlem dlouhým v rozmezí od 57 % do 100 % své délky stehenní kosti zdravé končetiny, s výjimkou jednoho pacienta, byla změny při chůzi nepřímo úměrná délce pahýlu. Z výsledků vyplynulo, že v případě, že stehenní kost amputačního pahýlu je alespoň 57 % délky kontralaterální stehenní kosti na zdravé končetině, vzor chůze nebude výrazně změněn. Toto zjištění je velice důležité pro chirurgy, kteří při operaci mohou amputovat ve vyšší úrovni, aniž by byl změněn výraznějším způsobem vzor chůze s protézou.

Možnost objektivního hodnocení rovnováhových schopností, která využívá dynamické podmínky, představuje kvantitativní metoda - počítačová dynamická posturografie - NeuroCom[®]. Systém dynamické posturografie poskytuje přesná data o anteroposteriorních tělesných odhadech a reprezentuje tak zlatý standart v měření motorických a sensorických přínosů v balanční kontrole (Janura et al., 2012). Baterie jednotlivých testů jsou koncipovány pro hodnocení sensorických, pohybových, biomechanických komponent a vyhodnocují, jak moc umí testovaný jedinec tyto jednotlivé komponenty využít pro zachování posturální stability. Rozlišují se dva moduly. Modul Smart Equitest System slouží pro testování statické stability ve vzpřímeném bipedálním stoji. Hodnotí se schopnost adaptace na alterované sensorické výstupy, schopnost volní kontroly pohybu těžiště předem vymezeným směrem. Součástí systému je pohyblivá silová plošina a pohyblivá kabina. Silová plošina se může pohybovat horizontálně směrem dopředu a dozadu nebo může stejnými směry i rotovat. Snímací plochou je duální tenzometrická plošina, která obsahuje celkem pět silových senzorů. Modul Balance Master System slouží pro hodnocení dynamické stability. Celkově hodnocené parametry jsou amplituda, rychlost, směr exkurzí a trajektorie pohybu COP, velikost silových impulzů nebo rychlost automatických i volních reakcí. Výsledné hodnoty (Příloha 4) jsou vyjádřeny relativně vzhledem k pacientově výšce, věku nebo hmotnosti a jsou také porovnávány s normativními daty naměřenými u zdravých jedinců příslušné věkové kategorie. Toto měření poskytuje informace o posturálním deficitu u testovaných. Dokáže přesně rozlišit, v jaké komponentě, podílející se na udržení posturální stability, je problém a jakým způsobem testovaný jedinec funkčně kompenzuje tuto neuro-muskulární patologii. Tato metoda se dá využít i při terapii poruch stability z jakékoliv příčiny. Při terapii se trénuje kontrolovaný pohyb těžiště těla, kontrolované rovnoměrné zatížení obou dolních končetin nebo nácvik aktivní stabilizace těla při stoji (Kolářová, 2012b).

Vzpomínaná autorka (Kolářová, 2012a) hodnotila pomocí počítačové dynamické posturografie změnu polohy působíště reakční síly (COP) u experimentální skupiny transtibiálně amputovaných, přičemž využila testy: zatížení dolních končetin během bipedálního stoje, „Motor Control Test“, Test „Limits of Stability“. Tyto testy imitují úkoly

využívané během každodenních aktivit. Jde o dosahování pro různé předměty, stoupnutí ze sedu do stoje nebo naopak, chůzi. Zatížení dolních končetin během standardizovaného vzprímeného bipedálního stoje po dobu 30 sekund na tenzometrické plošině posturografu bylo hodnoceno jako procentuální rozložení tělesné hmotnosti mezi amputovanou a neamputovanou dolní končetinou. Výsledky ukázaly, že jedinci po transtibiální amputaci, nezávisle na příčině amputace, měli ve srovnání se zdravými jedinci v klidném bipedálním stoji výrazně asymetrické zatížení dolních končetin, více zatěžovali zdravou dolní končetinu (Kolářová, 2012a).

Druhý test – „Motor Control Test“ posuzuje efektivitu automatických posturálních reakcí během translací plošiny (posun plošiny horizontálně) v závislosti na směru a rychlosti posunu. Testovány jsou dva směry translace plošiny – dopředu a dozadu. V každém směru jsou realizovány tři rychlosti posunutí, vždy po třech opakováních. Velikost translací je normována vzhledem k tělesné výšce vyšetřovaného. Při tomto testu bylo hodnoceno procentuální rozložení tělesné hmotnosti v průběhu translací plošiny, efektivita reakce na zevní podnět vyjádřena jako čas v milisekundách mezi začátkem pohybu plošiny a reakcí pacienta. Čím vyšší hodnoty, tím nižší efektivita reakce. Výsledky ukázaly, že amputovaní z důvodu traumatu více zatěžovali zdravou dolní končetinu ve srovnání se zdravou kontrolní skupinou a skupinou vaskulárně amputovaných (NeuroCom, a division of Natus, 2012; Kolářová, 2012a).

Principem testu „Limits of Stability“ (LOS) je aktivní přesun COP na silové plošině v mezích opěrné báze na základě vizuální zpětné vazby (obrazovka) předem vymezeným směrem. Na obrazovce je znázorněno středové pole, které představuje výchozí startovací polohu COP probanda a cílová pole, jichž se má subjekt pokusit co nejpřesněji a nejrychleji dosáhnout nakloněním těla daným směrem bez toho, aniž by došlo ke změně velikosti opěrné báze, tedy úkroku stranou, nebo aniž by zvedli špičky nebo paty od země. Testování probíhá ve 4 směrech – dopředu, doprava, dozadu, doleva. Na základě změny průběhu COP je hodnocena nejdelší vzdálenost, kterou subjekt dosáhne inklinací těla v daném směru. Výsledné hodnoty jsou vyjádřeny relativně jako procenta teoretických (maximálních) 100 % limitů stability zdravé populace. Dále se hodnotí bod, do kterého se vychýlí těžiště při prvním pokusu o dosažení limitů stability bez zaváhání. Parametr reflektuje zamýšlenou strategii pohybu. Výsledky jsou vyjádřeny v procentech relativně vzhledem k teoretickým 100 % limitů stability. Také lze hodnotit kontrolu směru pohybu, jestli subjekt dosáhne krajního bodu přímo nebo korekcí pohybu v průběhu testování, průměrnou rychlost ve stupních za sekundu a reakční dobu v sekundách, která vyjadřuje vztah mezi povelům k zahájení testu

a jeho realizací. Na provedení každého úkolu má pacient 8 s. Volní kontrola inklinací těla byla zhoršená pouze u transtibiálně amputovaných z vaskulární příčiny ve srovnání se zdravými jedinci a to směrem dozadu a na stranu amputované dolní končetiny. U zdravých jedinců a traumaticky amputovaných byla přítomna závislost mezi zhoršující se posturální kontrolou a zvyšujícím se věkem. U traumaticky transtibiálně amputovaných došlo ke zlepšení kontroly směru pohybu na stranu amputované dolní končetiny v závislosti na době užívání protézy, tedy čím delší používání protézy, tím větší zlepšení kontroly směru pohybu (NeuroCom, a division of Natus, 2012; Kolářová, 2012).

2.4.2 Funkční testování

Rychlejší, finančně a časově méně náročnou metodu hodnocení posturální stability představují funkční testy. Výhodou těchto testů je, že umožňují fyzioterapeutům při hodnocení posturální stability namodifikovat podmínky reflektující běžné denní aktivity, jako například dosahování předmětů, obraty, vstávání ze židle, sedání si, překračování překážek, pohyb se změnami směru, atd. Na druhou stranu nevýhodou těchto testů je, že jsou zatíženy vysokou chybou měření. Běžné, výše zmíněné úkoly, nepředstavují pro zdravé jedince žádný problém, avšak pro amputované jedince může i běžně jednoduchý úkol představovat problém.

Pro hodnocení funkčního rozsahu v anteriorním směru se využívá Functional Reach Test (FRT); (Stelmach & Worringham, 1985). Tento test hodnotí maximální dosaženou vzdálenost horní končetinou ve stoji. Testování lze provádět jednou horní končetinou, nejčastěji pravou (Takasaki & Suzuki, 2011; Jonsson, Henriksson, & Hirschfeld, 2002). Objektivnější je však provedení testu oběma končetinami. Výsledná hodnota představuje vzdálenost v centimetrech, kterou dosáhne jedinec nataženou paží směrem dopředu, aniž by při tom udělal krok, ztratil rovnováhu nebo se dotknul stěny. V klinické studii dle Kováčiková, Ořečovská, Svoboda a Janura (in press), byl hodnocen funkční dosah směrem dopředu pomocí FRT u skupiny 5 pacientů po pravostranné transtibiální amputaci a 5 zdravých osob. Výsledky ukázaly, že transtibiálně amputovaní jedinci dosáhli levou horní končetinou menšího dosahu o cca 8,03 cm než zdravé osoby a pravou horní končetinou dosáhli menšího dosahu o cca 4,5 cm. Funkční dosah lze hodnotit také v laterálním směru pomocí Lateral Reach Test (LRT); (Brauer, Burns, & Galley, 1999). Tyto dva zmíněné testy (FRT a LRT) byly vyvinuty ke zhodnocení dynamické rovnováhy a vyhodnocení rizikosti pádů u starší zdravé populace. Testuje se, do jaké míry je testovaný jedinec schopný přenést

těžiště, z anglického Centre of mass (COM), za hranice opěrné báze. V minulosti již byly provedeny studie (Hermodsson et al., 1994; Kováčiková, Kolářová, Svoboda, Janura, & Ořechovská 2013), při kterých byla měřena rovnováha a dosah různým směrem během stoje u skupiny transtibiálně amputovaných pomocí silových plošin typu Kistler. Ve studii testující 36 pacientů s transtibiální amputací z vaskulární a traumatické příčiny a 27 zdravých jedinců ve srovnatelném věku jako základní skupina výsledky ukázaly, že skupina transtibiálně amputovaných z vaskulární příčiny měla daleko vyšší schopnost dosahu do strany ve srovnání s kontrolní zdravou skupinou. V sagitální rovině u traumaticky amputovaných jedinců měla tato skupina daleko nižší dosah směrem dopředu ve srovnání se skupinou amputovaných z vaskulární příčiny a zdravou skupinou (Hermodsson et al., 1994). Test Limits Of Stability a Lateral Reach Test byly využity také ve studii dle Kováčiková, et al. (2013), ke zhodnocení schopnosti přenést těžiště na stranu amputované končetiny a na stranu zdravé končetiny u 7 jedinců s jednostrannou transtibiální amputací. Z výsledků vyplývá, že všichni testovaní jedinci mají sníženou schopnost dobrovolně přenést váhu a těžiště na stranu amputované končetiny ve srovnání s přenesením těžiště na stranu zdravé končetiny pomocí LOS testu a u 6 testovaných jedinců pomocí Lateral Reach Test. Z výsledků lze také odvodit, že schopnost posturální kontroly na straně amputované končetiny u transtibiálně amputovaných je celkově limitována.

Kombinaci obou předchozích testů představuje Multi-directional Reach Test, který hodnotí funkční dosah do všech směrů (Newton, 2001). Test měří vzdálenost v centimetrech, kterou jedinec dosáhne nataženou paží do všech směrů, aniž by přitom udělal krok.

Na hodnocení proaktivních a anticipačních aspektů posturální kontroly se využívá Timed Up and Go test (TUG test); (Mathias, Nayak, & Isaacs, 1986). Jedná se o nejkratší a nejjednodušší klinický balanční test. Je zaměřen na situace z běžného života – vstání ze židle, chůze, obrat a posazení se na židli. Hodnotí se, za jak dlouho pacient tento úkon provede. Spolu s tímto testem lze využít i testování manuálního úkolu, kdy jedinec zároveň nese sklenici s vodou (Mancini & Horak, 2010). V klinické studii dle Schoppen et al. (1999), byla ověřována validita a reliabilita tohoto testu u 32 starších jedinců ve věku 60 let a starší, s jednostrannou (27 s transtibiální a 5 s transfemorální) amputací z důvodu onemocnění periferních cév. Z výsledků plyne, že TUG test představuje spolehlivé hodnocení fyzické mobility starších pacientů s amputací dolní končetiny. Cílem studie dle Burger a Marinček (2001), bylo zjistit, zda je možné použít stejné funkční testy u starších pacientů (60 let a více) po amputaci dolní končetiny (17 transtibiálně amputovaných, 11 transfemorálně amputovaných) ve srovnání s 55 zdravými jedinci, kteří žijí sedavým způsobem života.

Všichni probandi po amputaci dolní končetiny měli výrazně horší výsledky téměř ve všech testech ve srovnání se zdravými. Probandi po transfemorální amputaci potřebovali mnohem více času na provedení TUG testu, ušli kratší vzdálenost během 9 minut a provedli méně stoupnutí z křesla a méně kroků během 2 minut, než transtibiálně amputovaní. Aktivní probandi po amputaci dolní končetiny měli lepší rovnováhu, byli rychlejší během TUG testu, než amputovaní probandi se sedavým způsobem života.

Four Square Step Test (FSST) byl vytvořen k identifikaci rizika pádu u starších jedinců. Tento test je vhodný pro zjištění schopnosti jedince měnit rychle směr. V běžné praxi fyzioterapeuta je možné tento test využít v rámci terapie u pacientů s poruchami rovnováhy, které se vyskytují i u pacientů s transtibiální amputací. Může pomoci odhalit další omezení posturální kontroly, které nemusí být zjištěno pomocí tradičních klinických testů (Dite & Temple, 2002; Whitney, Marchetti, Morris & Sparto, 2007).

Funkční testování založené na testování více úkonů zahrnuje Berg Balance Scale (BBS). Tento test umí komplexně testovat balanční schopnosti jedince. Jedinec má za úkol provést 14 funkčně orientovaných úkolů (například stoj na jedné dolní končetině, zvednutí předmětu z podlahy, otočku, funkční dosah dopředu a další). Poté se na škále 0 – 4 hodnotí pomocí bodů kvalitativní provedení dílčích testů a výsledné skóre vypovídá o riziku pádu zejména u starších jedinců (Steffen, Hacker, & Mollinger, 2002). U testu Performance Oriented Mobility Assessment (POMA) je důležitá rychlost, jakou daný jedinec provede 16 úkonů. Je zde hodnocena stabilita během sedu, vstávání, otočení o 360 stupňů, stoje, chůze (Lewis & Shaw, 2005). Clinical Test for Sensory Interaction in Balance (CTSIB) hodnotí schopnost jedince udržet stabilitu během 6-ti různých sensorických podmínek, které eliminují nebo alterují sensorický vstup z vizuálního, vestibulárního a sensorického systému. Hodnotí se, zda je jedinec schopen absolvovat všech 6 testů po dobu minimálně 30 s, aniž by došlo k pádu. Z výsledků vyplývá, který sensorický systém je nedostatečný a do jaké míry je jedinec schopen se na případný deficit adaptovat a kompenzovat jej (Kolářová, 2012b). Systémový test, Balance Evaluation Systems Test (BESTest), zahrnuje celkem 36 úkonů, rozdělených do 6-ti podskupin: biomechanická omezení, limity stability, anticipační posturální strategie, posturální reakce, sensorická orientace, stabilita při chůzi (Horak, Wrisley, & Frank, 2009).

3 Cíle práce, výzkumné otázky, úlohy

3.1 Cíle práce

Hlavním cílem této práce bylo určit vliv jednostranné transtibiální amputace na udržení statické a dynamické rovnováhy pomocí přístrojových metod a funkčních testů na rovnováhu.

3.2 Výzkumné otázky

V této studii byly formulovány dvě obecné výzkumné otázky (V_1 a V_2), které byly následně specifikovány dle sledovaných proměnných a pro jednotlivé vyšetřované skupiny.

V_1 : Jak se liší rychlost pohybu COP mezi skupinou TTA a KS?

Komentář k V_1 : Rychlost pohybu COP totální (V_{total}), mediolaterální (V_x), anteroposteriorní (V_y) byla zpracována v následujících situacích:

- a) EO (bipedální stoj s očima otevřenými z angl. Eyes Opened)
- b) EC (bipedální stoj s očima zavřenými z angl. Eyes Closed)
- c) EO foam (bipedální stoj s očima otevřenými na molitanu z angl. EO foam)
- d) EC foam (bipedální stoj s očima zavřenými na molitanu z angl. EC foam)

V_2 : Jak se liší dosažené výsledky u funkčních testů mezi TTA a KS?

Komentář k V_2 : Hodnocené byly parametry u následujících testů:

- a) FSST (s) - (z angl. Four Square Step test)
- b) FRT 1 (cm) - (funkční dosah anteriorním směrem z angl. Functional Reach Test, pro TTA strana amputované končetiny, pro KS levá strana těla)
- c) FRT 2 (cm) – (funkční dosah anteriorním směrem, pro TTA strana zdravé končetiny, pro KS pravá strana těla)
- d) LRT 1 (cm) - (funkční dosah laterálním směrem z angl. Lateral Reach Test, pro TTA strana amputované končetiny, pro KS levá strana těla)
- e) LRT 2 (cm) – (funkční dosah laterálním směrem, pro TTA strana zdravé končetiny, pro KS pravá strana těla)

f) *TUG (s) – (z angl. Timed Up and Go test)*

g) *TUG m. (s)- (Timed Up and Go test s manuálním úkolem)*

3.3 Úlohy

Na základě stanovení cíle a výzkumných otázek byly předepsány následující úlohy:

- U1: Analýza informací z dostupné literatury a zpracování teoretické části práce.
- U2: Výběr vhodných funkčních testů na rovnováhu, reflektujících běžné denní situace.
- U3: Výběr cílové skupiny testovaných probandů s transtibiální amputací a k nim věkově shodné kontrolní skupiny.
- U4: Realizace měření a testování v období březen 2013 až březen 2014.
- U5: Zpracování výsledků.
- U6: Na základě výsledků formulování a vyvození závěrů měření.

4 Metodika

Výzkum probíhal od března roku 2013 do března roku 2014, byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury (Příloha 5), Univerzity Palackého. Všichni probandi byli informováni o účelu výzkumu a podepsali informovaný souhlas (Příloha 6).

4.1 Stanovení výzkumné situace

Práce hodnotí statickou a dynamickou rovnováhu u skupiny transtibiálně amputovaných ve srovnání s kontrolní skupinou. Měření probíhalo na silových plošinách Kistler a pomocí funkčních testů na rovnováhu.

$V_{1,2} (S_1 \rightarrow S_{11}) t_0$

V₁ - TTA skupina (Transtibiálně amputovaní); (n=12)

V₂ - KS (Kontrolní skupina); (n=12)

S₁ - EO (bipedální stoj na pevné podložce s otevřenýma očima)

S₂ - EC (bipedální stoj na pevné podložce se zavřenýma očima)

S₃ - EO foam (bipedální stoj na molitanové podložce s otevřenýma očima)

S₄ - EC foam (bipedální stoj na molitanové podložce s otevřenýma očima)

S₅ - FSST (Four Square Step Test)

S₆ - FRT 1 (Functional Reach Test 1 - pro TTA strana amputované končetiny, pro KS levá strana těla)

S₇ - FRT 2 (Functional Reach Test 2 - pro TTA strana zdravé končetiny, pro KS pravá strana těla)

S₈ - LRT 1 (Lateral Reach Test 1 - pro TTA strana amputované končetiny, pro KS levá strana těla)

S₉ - LRT 2 (Lateral Reach Test 2 - pro TTA strana zdravé končetiny, pro KS pravá strana těla)

S₁₀ - TUG (Timed Up and Go test)

S₁₁ - TUG m. (Timed Up and Go test s manuálním úkolem)

t₀ - březen 2013 až březen 2014

4.2 Charakteristika souboru

Výzkumnou skupinu tvořilo 12 pacientů po transtibiální amputaci (TTA); 3 ženy, 9 mužů; věku $42,4 \pm 9,1$ let; tělesné výšky $178 \pm 11,3$ cm a hmotnosti $89,9 \pm 15,7$ kg. Doba, po kterou používali protézu $6,1 \pm 5,2$ let. Kritéria pro zařazení do studie byla: a) jednostranná transtibiální amputace traumatické příčiny, b) minimálně 1 rok nošení protézy, c) schopnost ujít samostatně alespoň 150 m. Charakteristika jednotlivých probandů skupiny TTA je uvedena v Příloze 7. Výsledky kineziologického vyšetření jednotlivých probandů skupiny TTA jsou uvedeny v Příloze 8.

Kontrolní skupinu (KS) tvořilo 12 zdravých probandů; 3 ženy, 9 mužů; věku $43,9 \pm 9,5$ let, tělesné výšky $176,3 \pm 8,6$ cm a hmotnosti $77,5 \pm 11,6$ kg. Do kontrolní skupiny nebyli zařazeni jedinci udávající v čase výzkumu jakékoliv ortopedické, neurologické, revmatické, psychické onemocnění nebo poruchy zraku.

4.3 Metody měření

Před samotným testováním vyplnila skupina TTA anketu v podobě patnácti otázek, týkajících se anamnestických údajů (Příloha 9). Poté absolvovala klinické vyšetření provedené fyzioterapeutem (Příloha 10).

4.3.1 Přístrojové měření statické stability při různých podmínkách stoje pomocí silových plošin typu Kistler

Všichni probandi podstoupili testování v Laboratoři lidské motoriky na Fakultě tělesné kultury v Olomouci na 2 silových plošinách typu Kistler (typ 9286AA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko), které detekují reakční sílu podložky. Každá plošina má tvar čtverce o rozměru 40 x 60 centimetrů. Byly usazeny tak, že jejich horní plocha byla ve stejné výšce jako okolní podlaha.

Pomocí plošin byla měřena statická rovnováha při stoji. Celkově byly měřeny 4 podmínky stoje v náhodném pořadí: stoj s otevřenými očima (Obrázek 1), stoj se zavřenými očima (Obrázek 2), stoj na molitanu s otevřenými očima (Obrázek 3), stoj na molitanu se zavřenými očima (Obrázek 4). Měření každého stoje trvalo 30 sekund. Každý pokus byl proveden dvakrát. Všechna měření byla vykonána v „běžné obuvi“.



Obrázek 1. EO



Obrázek 2. EC



Obrázek 3. EO foam



Obrázek 4. EC foam

4.3.2 Sledované parametry

V naší práci jsme se zaměřili na sledování a hodnocení následujících parametrů:

V_{total} – celková rychlost pohybu COP v cm/s,

V_y – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru v cm/s,

V_x – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru v cm/s.

4.3.3 Klinické testování pomocí funkčních testů

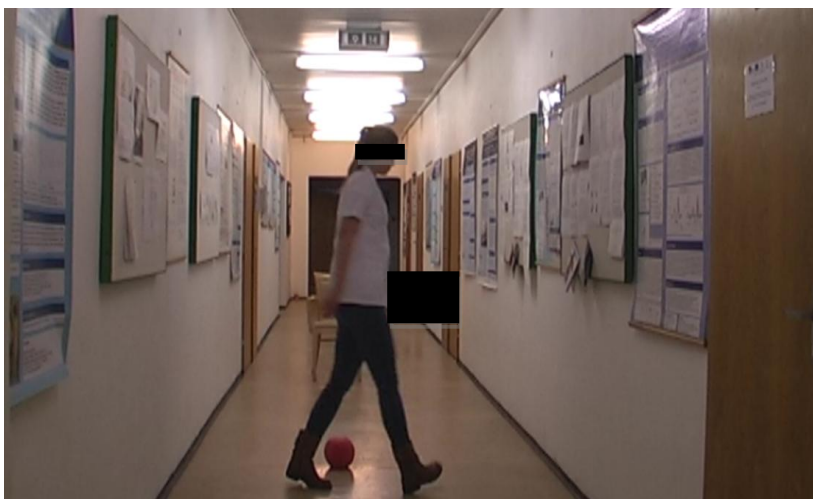
Klinické testování pomocí funkčních testů bylo provedeno u všech jednotlivých probandů. V každém testu byly následně provedeny a zaznamenány 2 pokusy.

Hodnocení proaktivních a anticipačních aspektů posturální kontroly pomocí Timed Up and Go testu (Obrázek 5, 6)

Test měří čas během různých funkčních úkolů, které zahrnují postavení se, chůzi, otočení a dosednutí. Test byl prováděn ze sedu na židli (výška sedátka 44 cm, výška opěrky rukou 68 cm), záda byla opřena o židli, ruce na opěrci a špičky nohou na čáře vymezející začátek dráhy. Úkolem bylo po zaznění povelu „ted“ postavit se ze židle, co nejrychleji přejít vzdálenost 3 m, otočit se okolo kužele ohraničujícího tuto vzdálenost, vrátit se zpět k židli a sednout si. Zaznamenán byl čas (s) od zahájení pohybu, až po opětovné dosednutí. V modifikované verzi TUG přibyl ke standardní úloze manuální úkol - nesení hrnku naplněného vodou (200 ml), (Obrázek 7, 8).



Obrázek 5. Timed Up and Go test



Obrázek 6. Timed Up and Go test



Obrázek 7. Timed Up and Go test s manuálním úkolem



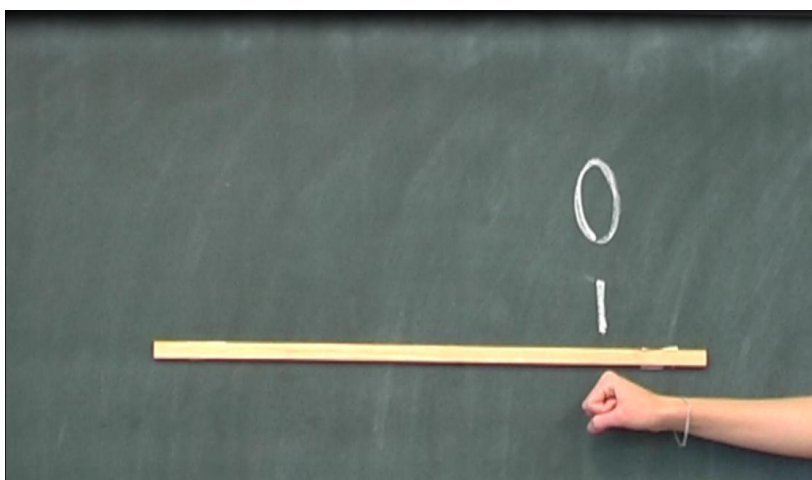
Obrázek 8. Timed Up and Go test s manuálním úkolem

Měření funkčního dosahu v anteriorním směru pomocí Functional Reach Test (Obrázek 9)

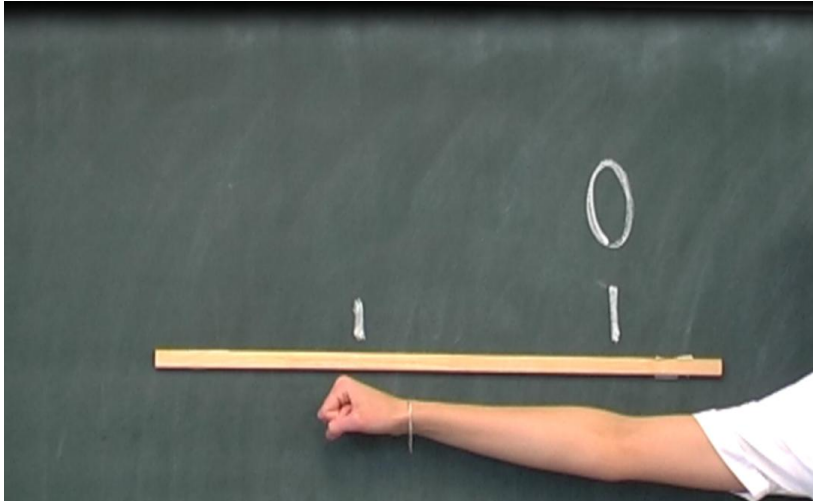
Proband stál chodidly za vyznačenou čarou, bokem ke stěně, na které byl umístěný výškově nastavitelný posuvný metr. Šířku stoje si každý přizpůsobil tak, aby se cítil pohodlně. Následně předpažil přibližně do 90° s rukou sevřenou v pěst co nejbližší k posuvnému metru (pozice 1). Úkolem bylo posunout horní končetinu v dané pozici vpřed co nejdál (pozice 2) bez ztráty rovnováhy anebo vykročení. Test byl opakován v případě dotyku paže se stěnou nebo v případě, že došlo ke zdvižení chodidla resp. jeho části ze země. Funkční dosah byl definovaný jako rozdíl mezi pozicí 1 (Obrázek 10) a 2 (Obrázek 11); (v oblasti 3. metakarpofalangeálního kloubu) z obou pokusů. Test byl vykonán pro obě horní končetiny.



Obrázek 9. Functional Reach Test



Obrázek 10. Pozice 1 u Functional Reach Test



Obrázek 11. Pozice 2 u Functional Reach Test

Měření funkčního dosahu v laterálním směru pomocí Lateral Reach Test (Obrázek 12, 13)

Test byl proveden a hodnocen obdobným způsobem jako FRT.



Obrázek 12. Lateral Reach Test



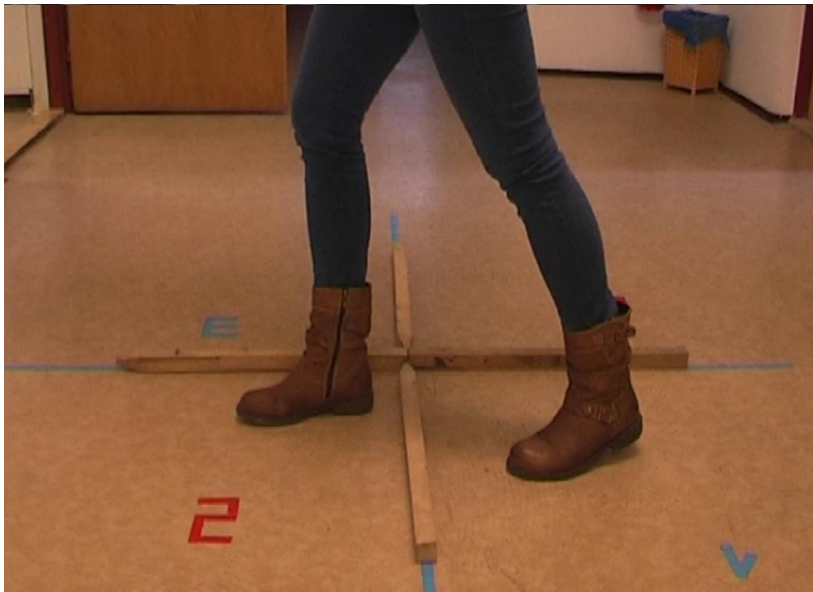
Obrázek 13. Lateral Reach Test

Měření schopností jedince měnit rychle směr pomocí Four Square Step Test (Obrázek 14, 15)

Na zemi byl vytvořen čtverec o délce strany 180 cm, rozdělený na 4 menší čtverce, označené čísly 1-4. Testovaný jedinec se postavil do čtverce č. 1, čelem k čtverci č. 2. Úlohou bylo co nejrychleji došlápnout vždy oběma končetinami postupně do následujícího čtverce v pořadí 1, 2, 3, 4, 1, 4, 3, 2, 1. Zaznamenán byl čas (s) od došlápnutí prvního chodidla do čtverce č. 2 až po došlápnutí „posledního“ chodidla do čtverce č. 1. Test byl opakován v případě, že došlo ke ztrátě rovnováhy, proband nedošlápl postupně oběma chodidly do jednotlivých čtverců nebo došlo ke kontaktu chodidla s 1 cm vysokými lištami vymežujícími jednotlivé čtverce.



Obrázek 14. Four Square Step Test



Obrázek 15. Four Square Step Test

4.4 Statistické zpracování

Získaná data byla statisticky zpracována pomocí programu Statistica (verze 8.0, StatSoft, Inc., Tulsa, Oklahoma, USA). Pro porovnání obou skupin byl použit neparametrický Mann Whitney U test. Hladina statistické významnosti byla stanovena $p < 0,05$. Data byla filtrována pomocí filtru lowpass Butterworth 4. řádu s hraniční frekvencí 7 Hz. Statisticky byly porovnávány průměry ze dvou provedených pokusů.

5 Výsledky

5.1 Výsledky k výzkumné otázce V₁

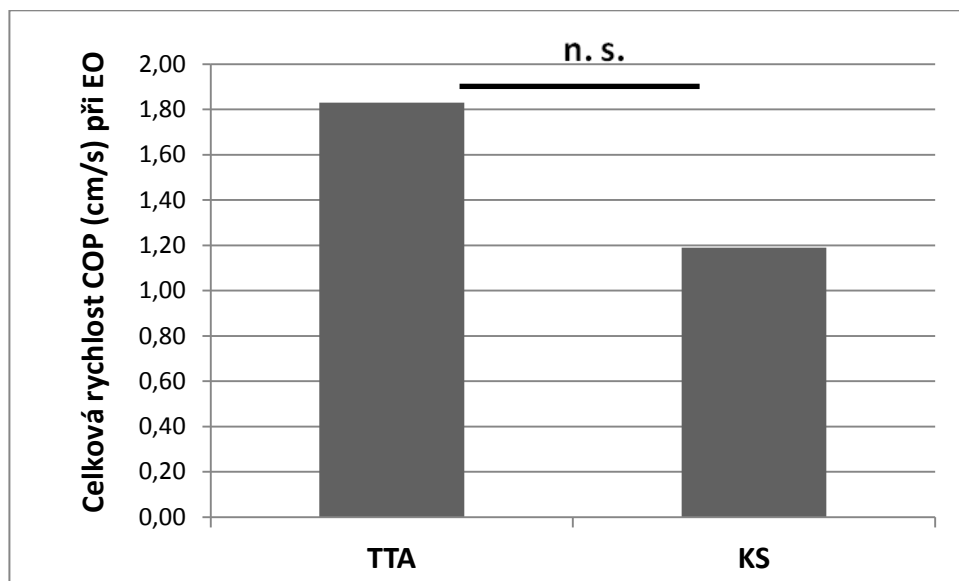
Základní statistické charakteristiky a hodnoty statistické významnosti při jednotlivých podmínkách stoje u skupiny TTA a KS jsou uvedeny v Tabulce 2.

*Poznámky: * - statisticky významné*

n. s. - statisticky nevýznamné

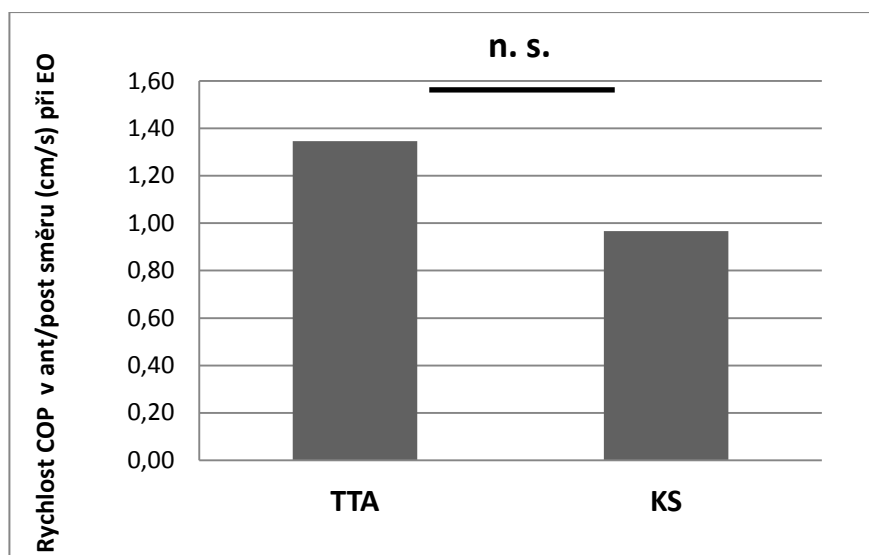
V1 a) EO

V podmínkách EO nedošlo v parametru V_{total} k významným změnám ($p=0,630$) mezi KS ($1,19 \pm 0,40$ cm/s) a TTA ($1,83 \pm 1,43$ cm/s); (Obrázek 16). Celková rychlost pohybu COP byla u TTA vyšší o 0,64 cm/s než u KS. Rozdíl mezi skupinami byl 34, 97 %.



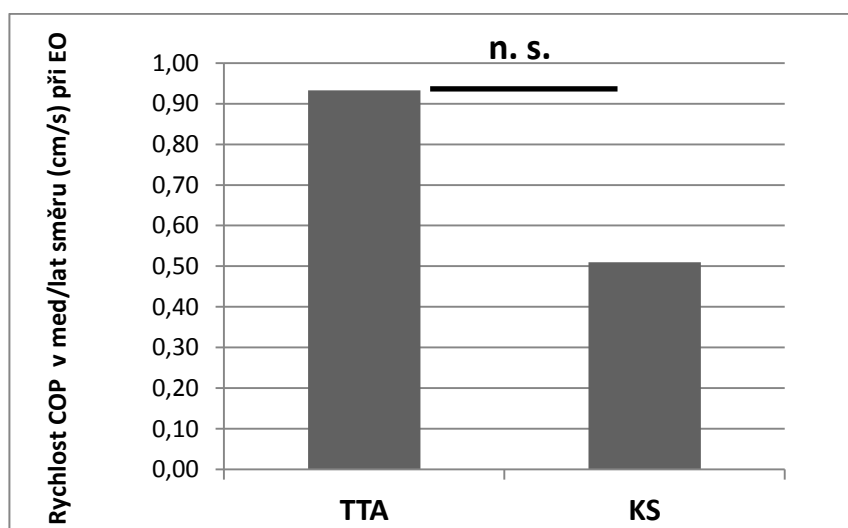
Obrázek 16. Celková rychlost pohybu COP při EO mezi KS a TTA

V podmínkách EO nedošlo v parametru V_y k významným změnám ($p=0,932$) mezi KS ($0,97 \pm 0,32$ cm/s) a TTA ($1,35 \pm 0,96$ cm/s); (Obrázek 17). Rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru byla u TTA vyšší o 0,38 cm/s než u KS. Rozdíl mezi skupinami byl 28,15 %.



Obrázek 17. Rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru při EO mezi KS a TT

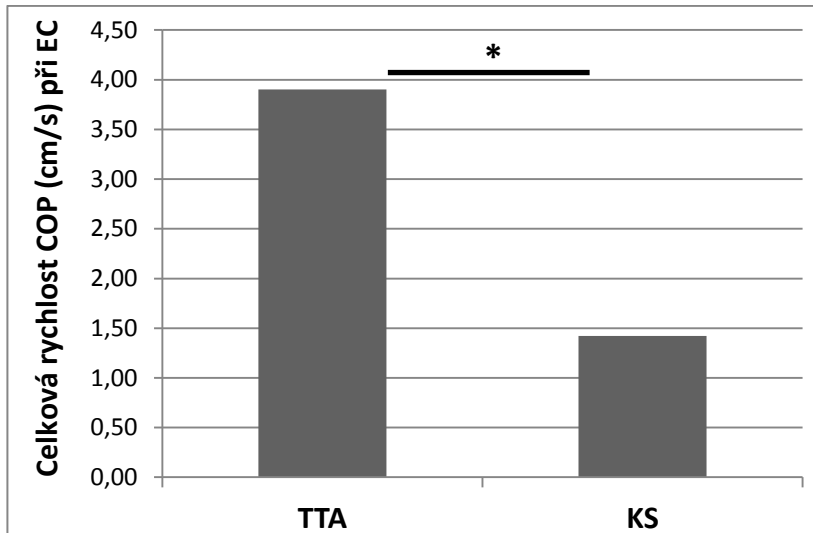
V podmínkách EO nedošlo v parametru V_x k významným změnám ($p=0,266$) mezi KS ($0,51 \pm 0,20$ cm/s) a TTA ($0,93 \pm 0,89$ cm/s); (Obrázek 18). Rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru byla u TTA vyšší o 0,42 cm/s než u KS. Rozdíl mezi skupinami byl 45,16 %.



Obrázek 18. Rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru při EO mezi KS a TTA

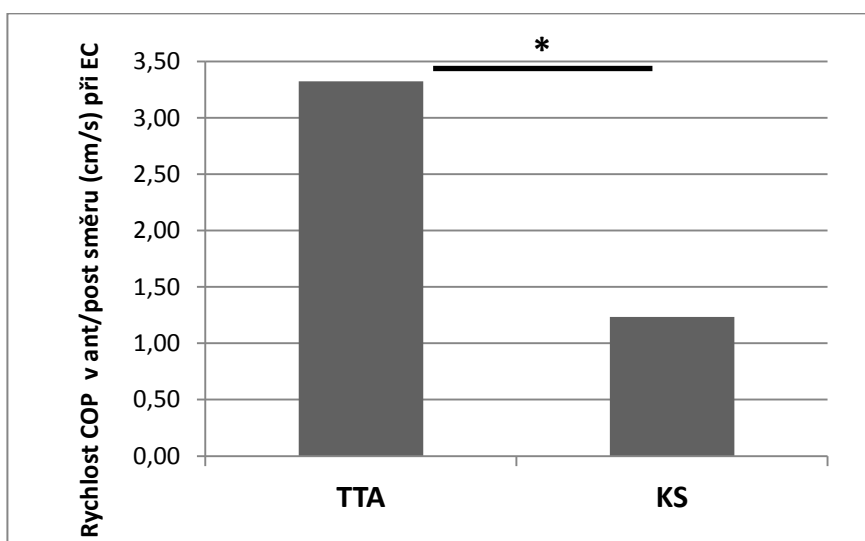
V₁ b) EC

V podmínkách EC došlo v parametru V_{total} k významným změnám ($p=0,000$) mezi KS ($1,42 \pm 0,47$ cm/s) a TTA ($3,90 \pm 4,19$ cm/s); (Obrázek 19). Celková rychlost pohybu COP byla u TTA vyšší o 2,48 cm/s než u KS. Rozdíl mezi skupinami byl 63,59 %.



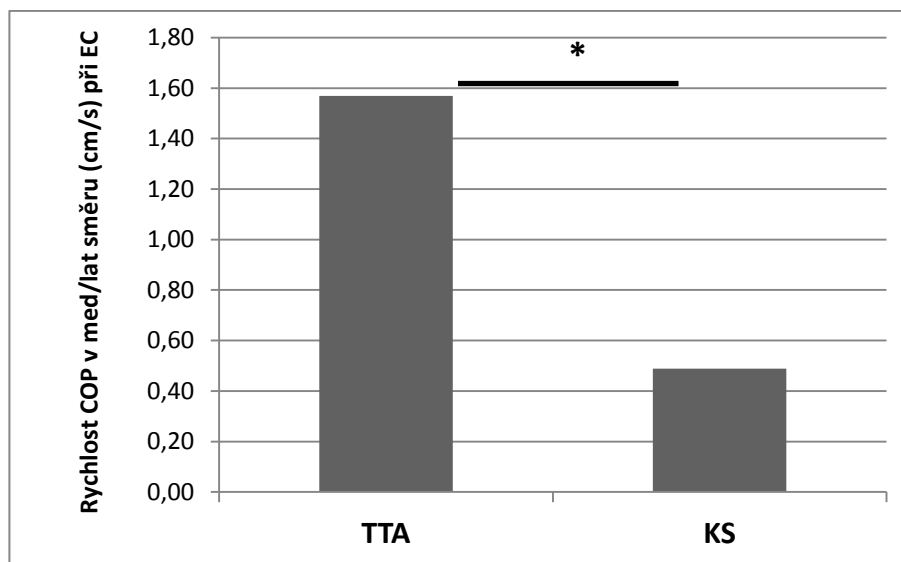
Obrázek 19. Celková rychlost pohybu COP při EC mezi KS a TTA

V podmínkách EC došlo v parametru V_y k významným změnám ($p=0,001$) mezi KS ($1,23 \pm 0,43$ cm/s) a TTA ($3,32 \pm 3,49$ cm/s); (Obrázek 20). Rychlost pohybu COP v anteriorním směru byla u TTA vyšší o 2,09 cm/s než u KS. Rozdíl mezi skupinami byl 62,95 %.



Obrázek 20. Rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru při EC mezi KS a TTA

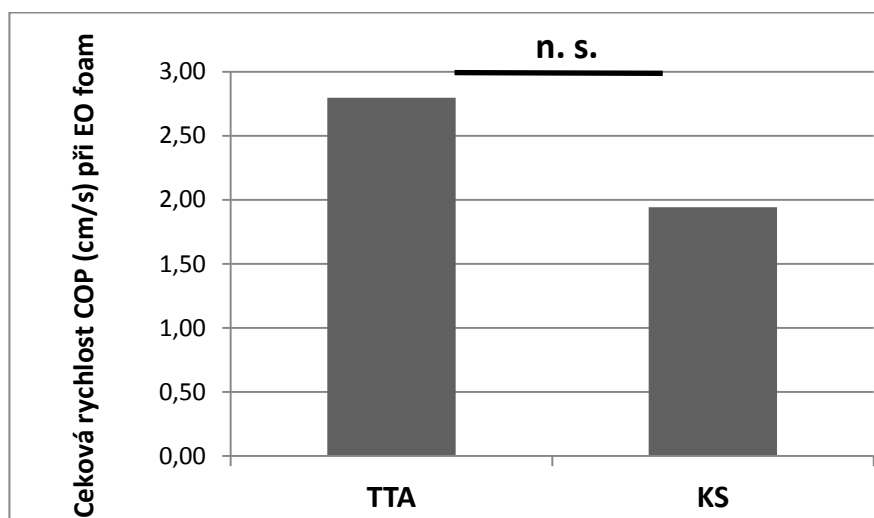
V podmínkách EC došlo v parametru V_x k významným změnám ($p=0,001$) mezi KS ($0,49 \pm 0,16$ cm/s) a TTA ($1,57 \pm 1,95$ cm/s); (Obrázek 21). Rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru byla u TTA vyšší o 1,08 cm/s než u KS. Rozdíl mezi skupinami byl 68,79 %.



Obrázek 21. Rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru při EC mezi KS a TTA

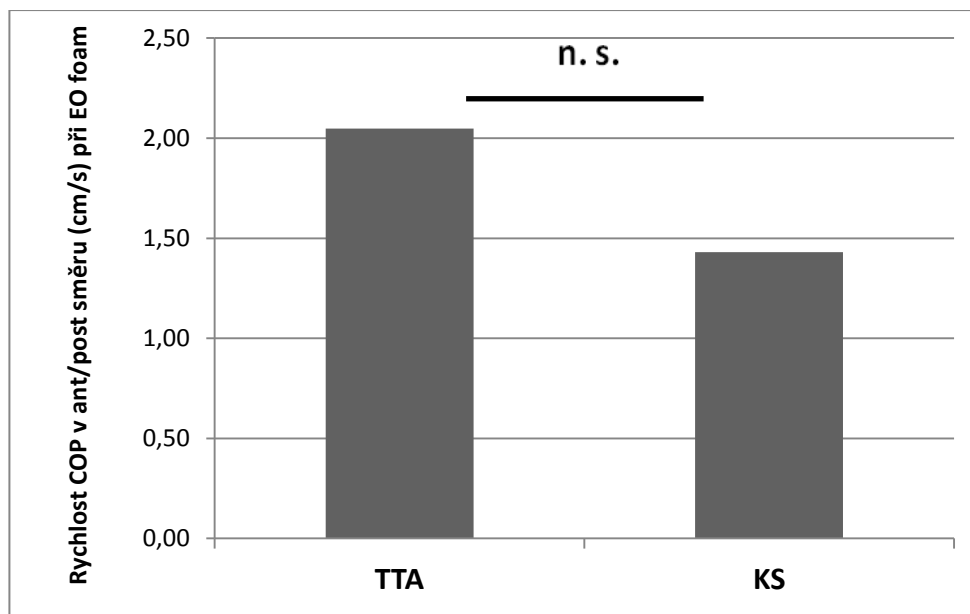
V₁ c) EO foam

V podmínkách EO foam nedošlo v parametru V_{total} k významným změnám ($p=0,091$) mezi KS ($1,94 \pm 0,56$ cm/s) a TTA ($2,80 \pm 1,22$ cm/s); (Obrázek 22). Celková rychlost pohybu COP byla u TTA vyšší o 0,86 cm/s než u KS. Rozdíl mezi skupinami byl 30,71 %.



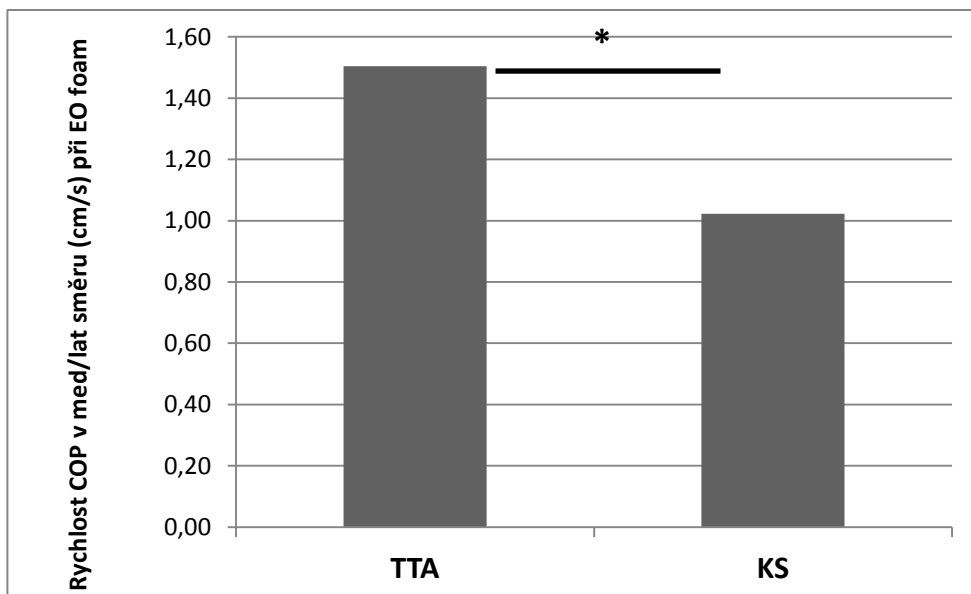
Obrázek 22. Celková rychlost pohybu COP při EO foam mezi KS a TTA

V podmínkách EO foam nedošlo v parametru V_y k významným změnám ($p=0,211$) mezi KS ($1,43 \pm 0,45$ cm/s) a TTA ($2,05 \pm 1,03$ cm/s); (Obrázek 23). Rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru byla u TTA vyšší o 0,62 cm/s než u KS. Rozdíl mezi skupinami byl 30,24 %.



Obrázek 23. Rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru při EO foam mezi KS a TTA

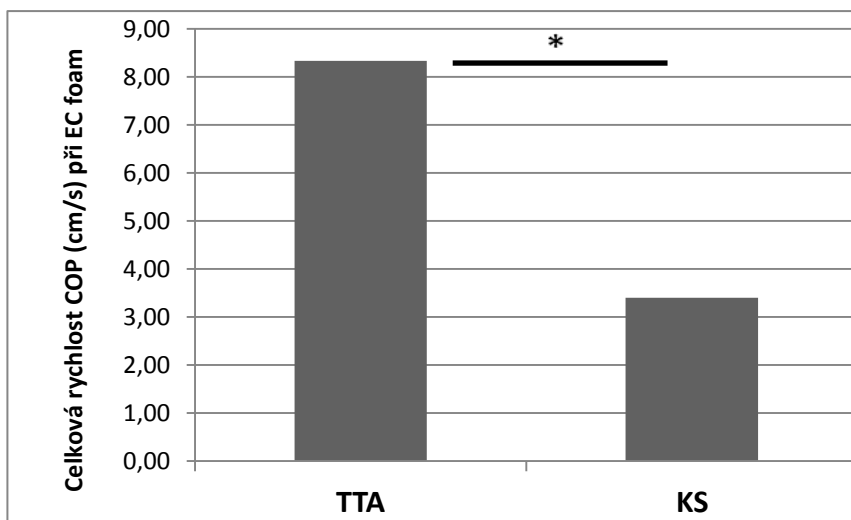
V podmínkách EO foam došlo v parametru V_x k významným změnám ($p=0,037$) mezi KS ($1,02 \pm 0,32$ cm/s) a TTA ($1,50 \pm 0,56$ cm/s); (Obrázek 24). Rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru byla u TTA vyšší o 0,48 cm/s než u KS. Rozdíl mezi skupinami byl 32 %.



Obrázek 24. Rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru při E0 foam mezi KS a TTA

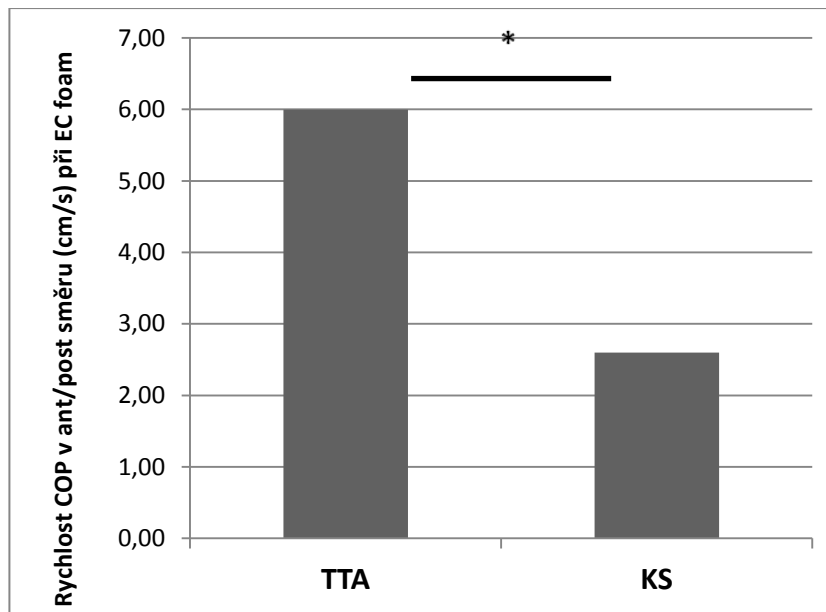
V_{1 d}, EC foam

V podmínkách EC foam došlo v parametru V_{total} k významným změnám ($p=0,001$) mezi KS ($3,40 \pm 1,19$ cm/s) a TTA ($8,33 \pm 8,57$ cm/s); (Obrázek 25). Celková rychlost pohybu COP byla u TTA vyšší o 4,93 cm/s než u KS. Rozdíl mezi skupinami byl 59,18 %.



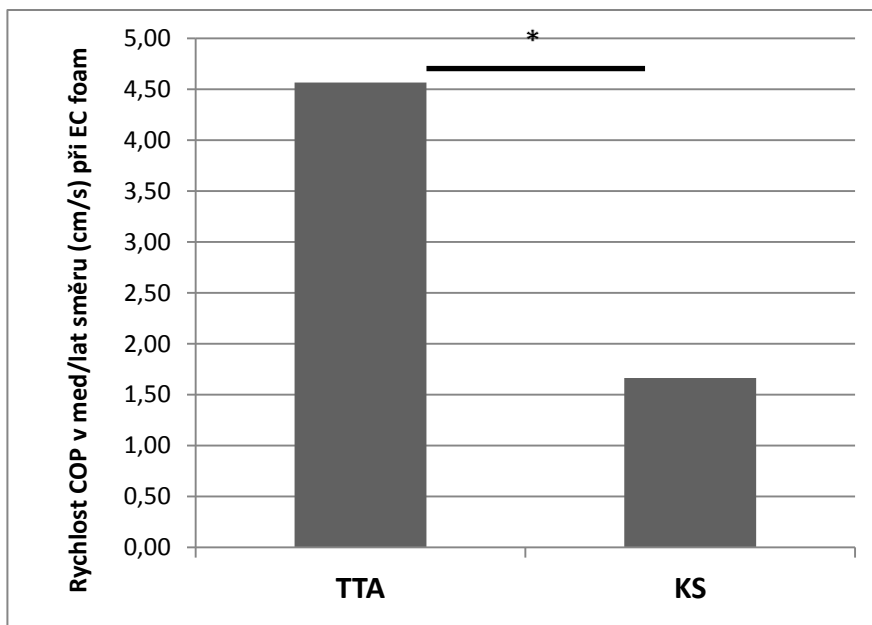
Obrázek 25. Celková rychlost pohybu COP při EC foam mezi KS a TTA

V podmínkách EC foam došlo v parametru V_y k významným změnám ($p=0,000$) mezi KS ($2,60 \pm 0,93$ cm/s) a TTA ($6,00 \pm 4,95$ cm/s); (Obrázek 26). Rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru byla u TTA vyšší o 3,4 cm/s než u KS. Rozdíl mezi skupinami byl 56,66 %.



Obrázek 26. Rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru při EC foam mezi KS a TTA

V podmínkách EC foam došlo v parametru V_x k významným změnám ($p=0,001$) mezi KS ($1,66 \pm 0,61$ cm/s) a TTA ($4,57 \pm 6,23$ cm/s); (Obrázek 27). Rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru byla u TTA vyšší o 2,91 cm/s než u KS. Rozdíl mezi skupinami byl 63,68 %.



Obrázek 27. Rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru při EC foam mezi KS a TTA

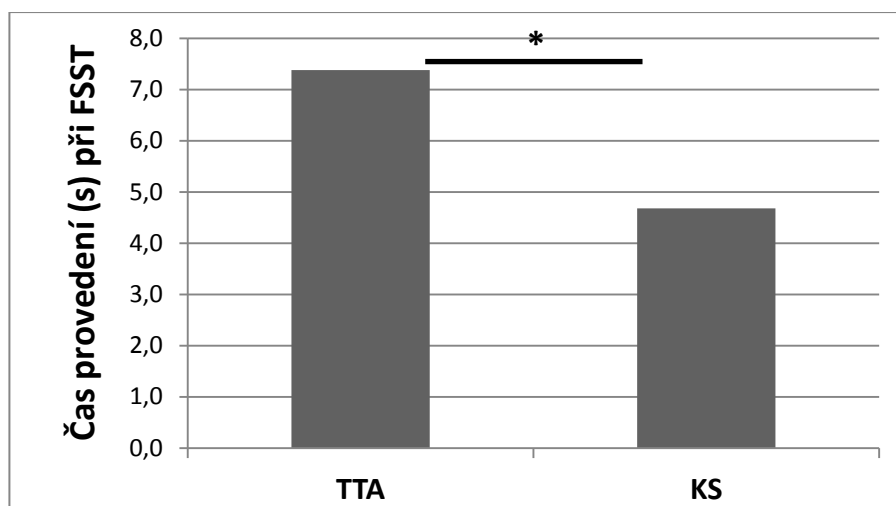
Shrnutí všech výsledků v různých podmínkách stoje na silových plošinách z hlediska statistické významnosti je uvedeno v Tabulce 3.

5.2 Výsledky k výzkumné otázce V₂

Základní statistické charakteristiky a hodnoty statistické významnosti při jednotlivých funkčních testech u skupiny TTA a KS jsou uvedeny v Tabulce 4.

V₂ a, FSST

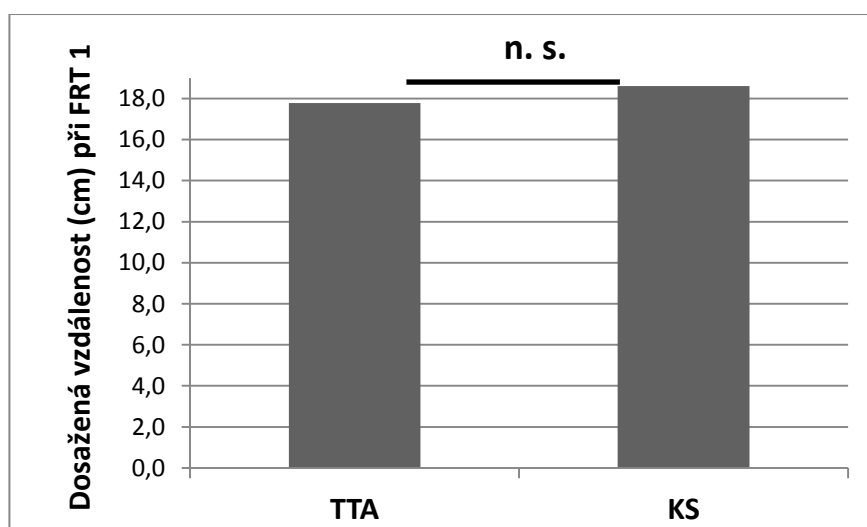
Při provedení testu FSST došlo k významným změnám v prodloužení času ($p=0,000$) u TTA ($7,4 \pm 1,0$ s) oproti KS ($4,7 \pm 0,9$ s); (Obrázek 28). Čas provedení testu byl u TTA vyšší o 2,7 s než u KS. Rozdíl mezi skupinami byl 36,49 %.



Obrázek 28. Čas provedení testu při FSST mezi KS a TTA

V₂ b, FRT 1

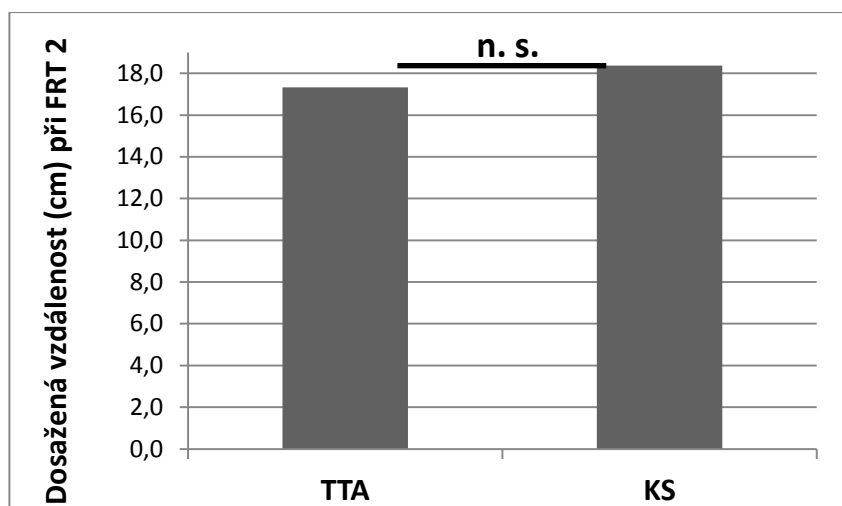
Při testu FRT 1 nedošlo k významným změnám v dosažené vzdálenosti ($p=0,590$) mezi KS ($18,6 \pm 4,3$ cm) a TTA ($17,8 \pm 4,7$ cm); (Obrázek 29). Vzdálenost dosažená anteriorním směrem byla u TTA nižší o 0,8 cm než u KS. Rozdíl mezi skupinami byl 4,3 %.



Obrázek 29. Dosažená vzdálenost při FRT 1 u TTA na stranu amputované končetiny, u KS na levou stranu

V₂ c) FRT 2

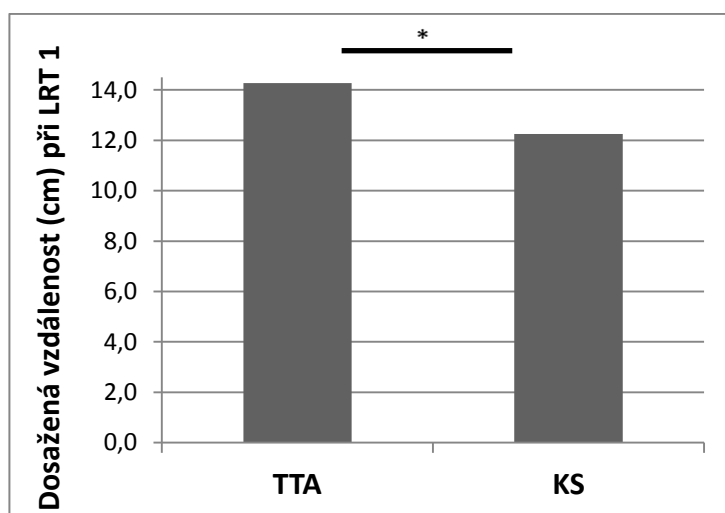
Při testu FRT 2 nedošlo k významným změnám v dosažené vzdálenosti ($p=0,319$) mezi KS ($18,4 \pm 3,6$ cm) a TTA ($17,3 \pm 3,6$ cm); (Obrázek 30). Vzdálenost dosažená anteriorním směrem byla u TTA nižší o 1,1 cm než u KS. Rozdíl mezi skupinami byl 5,98 %.



Obrázek 30. Dosažená vzdálenost při FRT 2 u TTA na stranu zdravé končetiny, u KS na pravou stranu

V₂ d) LRT 1

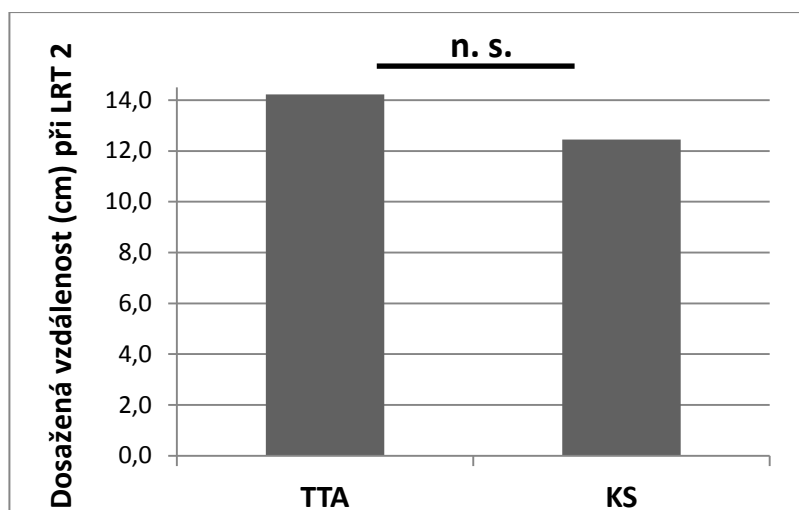
Při testu LRT 1 dosáhla skupina TTA ($14,3 \pm 2,2$ cm) významně delší vzdálenosti ($p=0,045$) vzhledem ke KS ($12,2 \pm 2,4$ cm); (Obrázek 31). Vzdálenost dosažená laterálním směrem byla u TTA vyšší o 2,1 cm než u KS. Rozdíl mezi skupinami byl 14,69 %.



Obrázek 31. Dosažená vzdálenost při LRT 1 u TTA na stranu amputované končetiny, u KS na levou stranu

V₂ e) LRT 2

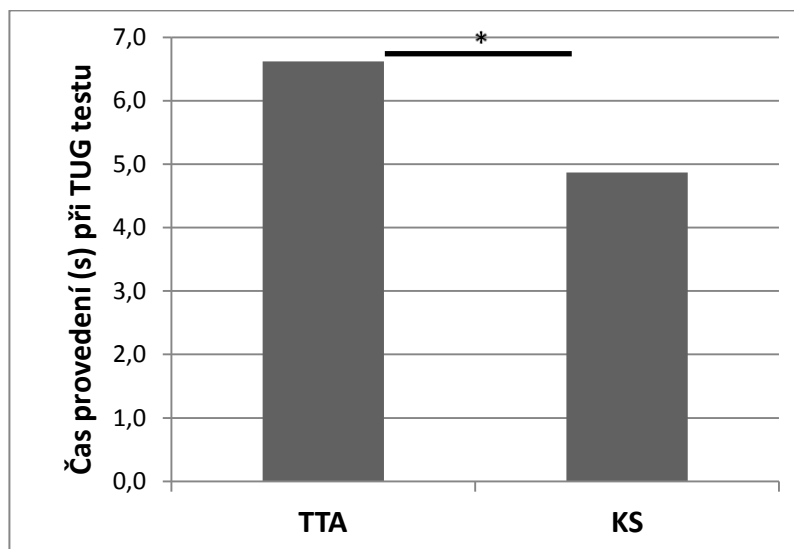
Při testu LRT 2 nedošlo k významným změnám v dosažení vzdálenosti ($p=0,114$) mezi TTA ($14,2 \pm 2,9$ cm) a KS ($12,4 \pm 2,3$ cm); (Obrázek 32). Vzdálenost dosažená laterálním směrem byla u TTA vyšší o 1,8 cm než u KS. Rozdíl mezi skupinami byl 12,68 %.



Obrázek 32. Dosažená vzdálenost při LRT 2 u TTA na stranu zdravé končetiny, u KS na pravou stranu

V₂ f) TUG

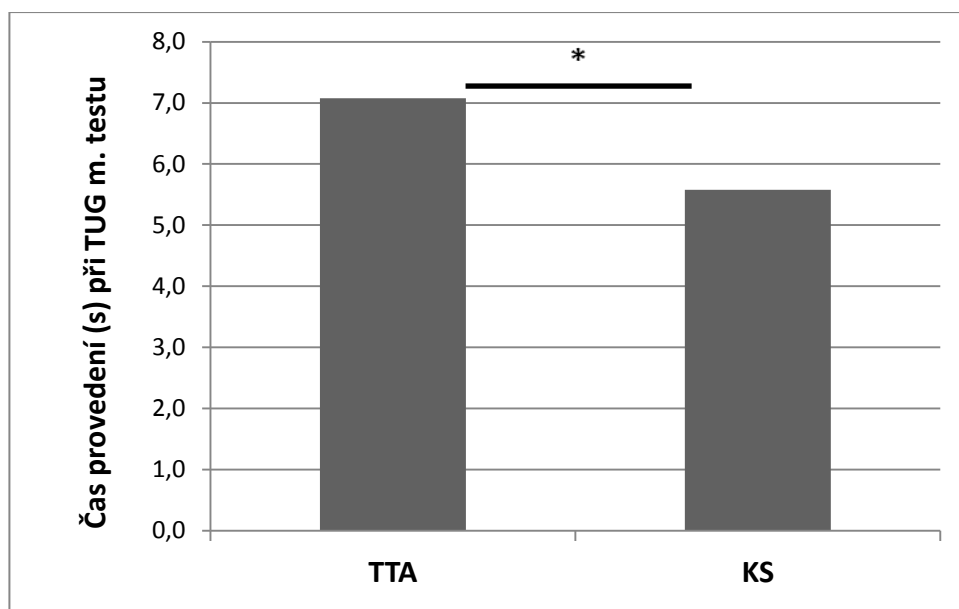
Při provedení testu TUG došlo k významným změnám v prodloužení času ($p=0,001$) u TTA ($6,6 \pm 1,4$ s) oproti KS ($4,9 \pm 0,5$ s); (Obrázek 33). Čas provedení testu byl u TTA vyšší o 1,7 s než u KS. Rozdíl mezi skupinami byl 25,76 %.



Obrázek 33. Čas provedení při TUG testu mezi KS a TTA

V₂ g, TUG m.

Při testu TUG s manuálním úkolem došlo k významným změnám prodloužení času ($p=0,012$) u TTA ($7,1 \pm 1,4$ s); vzhledem KS ($5,6 \pm 0,6$ s); (Obrázek 34). Čas provedení testu byl u TTA vyšší o 1,5 s než u KS. Rozdíl mezi skupinami byl 21,13 %.



Obrázek 34. Čas provedení při TUG testu s manuálním úkolem mezi KS a TTA

Shrnutí všech výsledků dosažených při funkčních testech z hlediska statistické významnosti je uvedeno v Tabulce 5.

6 Diskuze

Amputace dolní končetiny představuje pro daného jedince velký zásah do jeho života, limituje ho při vykonávání běžných denních činností souvisejících především s udržením posturální kontroly (Jones, Steel, Bashford, & Davidson, 1997). Tito jedinci mají vyšší rizikovost pádů při stoji, chůzi nebo během vykonávání ADL aktivit (Viton et al., 2000).

V naší práci jsme se zabývali hodnocením posturální stability pomocí přístrojových metod (silových plošin) a funkčních testů na rovnováhu u osob s jednostrannou transtibiální amputací. Pro porovnání hodnot byla měřena také věkově shodná kontrolní skupina zdravých osob.

Schopnost posturální kontroly ve vztahu k udržení posturální stability se nejčastěji hodnotí ve statických podmínkách, na základě analýzy COP parametrů (rychlost pohybu COP); (Menegoni et al., 2009; Hue et al., 2007). Rychlost pohybu COP je považována za velmi citlivý a spolehlivý parametr hodnotící schopnost udržet posturální stabilitu (Raymakers, Samson, & Verhaar, 2005; Geurts, Nienhuis, & Mulder, 1993). Hlavními parametry měřenými pomocí silových plošin v naší práci byly celková rychlost pohybu COP, rychlost pohybu COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru. Výsledky prokázaly rozdíly mezi jedinci s transtibiální amputací a kontrolní skupinou. Při bipedálním stoji s otevřenými očima na pevné podložce nebyl naměřen statisticky významný rozdíl v žádném ze 3 výše zmíněných parametrů mezi TTA a KS. Na druhou stranu při změně posturální situace, při měření bipedálního stoje se zavřenými očima na pevné podložce, byly zjištěny významně vyšší hodnoty všech 3 parametrů u TTA. Tyto výsledky jsou v souladu s předešlými studiemi potvrzujícími, že při vyřazení zrakové kontroly se zvyšuje rychlost pohybu COP (Vařeka, 2002; Isakov, Mizrahi, Ring, Susak, & Hakim, 1992; Fernie & Holliday, 1978). Ve většině studií je zvyšující se rychlost pohybu COP považována za zhoršenou stabilitu. Zvýšení naměřených hodnot u TTA skupiny při vyřazení zrakové kontroly by mohlo také svědčit o zvýšené vizuální fixaci, která se u zdravé populace podílí na udržení posturální stability z 10 % (Peterka, 2002).

Pro stimulaci propioceptivních vjemů jsme použili molitanovou podložku. Byl naměřen statisticky významný rozdíl mezi TTA a KS při bipedálním stoji s otevřenými očima pouze v mediolaterálním směru a při bipedálním stoji se zavřenými očima ve všech třech parametrech rychlosti pohybu COP. Vyšší rychlost pohybu COP naměřenou u TTA předpokládáme vlivem sníženého počtu propioceptivních informací z amputované části dolní končetiny. Je známo, že přísun somatosenzorických informací do CNS tvoří až 70 % všech

informací, které se podílejí na udržení posturální stability (Peterka, 2002). Ztráta těchto informací znamená větší závislost na přísunu informací z ostatních systémů, především ze zrakového a vestibulárního aparátu (Peterka, 2002). U skupiny TTA i KS se všechny tři parametry rychlosti pohybu COP v důsledku vyřazení zrakové kontroly a ztížení podmínek stoje pomocí nestabilní podložky v porovnání s EO zvýšily. Důvodem zvýšení u obou skupin je oslabení přísunu informací ze zrakového systému a u skupiny TTA navíc i z propioceptivního systému. Naše výsledky naznačují, že nestačí testovat pouze celkovou rychlost pohybu COP, ale je třeba měřit rychlost pohybu COP jak v anteroposteriorním směru, tak v mediolaterálním směru, abychom zjistili v jakém směru má proband narušenou posturální stabilitu. Při stoji na molitanové podložce s otevřenými očima došlo u amputovaných jedinců k významnému zvýšení rychlosti pohybu COP, ale pouze v mediolaterálním směru. Avšak v parametru celkové rychlosti pohybu COP, která se skládá z anteroposteriorní a mediolaterální složky, nedošlo k významným rozdílům mezi TTA a KS, z čehož lze usuzovat, že testovaní jedinci jsou schopni kompenzovat tyto rozdíly pomocí anteroposteriorní složky.

Testování lze také provádět v dynamických situacích. Pomocí funkčních testů Four Square Step Test, Functional Reach Test (dosah směrem dopředu každou HK zvlášť), Lateral Reach Test (dosah směrem bokem na obě strany), Timed Up and Go test bez i s manuálním úkolem, byla hodnocena dynamická stabilita.

Pro jedince s amputací dolní končetiny představují některé aspekty rovnováhy určitá omezení nebo problémy, například nestabilitu při rychlých změnách směru pohybu. K hodnocení těchto schopností slouží FSST. V naší studii skupina TTA dosáhla významně vyššího času při FSST v porovnání s KS. Čas provedení testu byl u TTA přibližně dvojnásobně vyšší než u KS. Naše výsledky jsou v souladu se studií dle Kováčiková, et al. (in press), kteří zjistili taktéž přibližně dvojnásobný rozdíl mezi TTA a KS. Avšak tento test byl primárně navržen pro vyhodnocení rizikovitosti pádů u starší zdravé populace. Na druhé straně se využití tohoto testu jeví jako vhodný prostředek pro fyzioterapeuty na zhodnocení celkové stability při vykonávání rychlých změn směru v kombinaci s překračováním překážek u amputovaných jedinců.

TUG test je test vhodný pro posouzení celkové mobility u osob s amputací dolní končetiny (Schoppen et al., 1999). Hodnotí proaktivní a anticipační aspekty posturální kontroly. Výsledky našeho testování ukázaly, že provedení tohoto testu trvalo skupině TTA průměrně 6,6 s, významně déle než KS (4,9 s). Ve studii autorů (Takahashi, Ishida, & Yamamoto, 2006), trvalo provedení tohoto testu transtibiálně amputovaným jedincům

průměrně 11,8 s, což v porovnání s naší testovanou skupinou trvalo téměř dvojnásobně dlouho. Kratší čas provedení testu při našem testování lze připsat nižšímu věku vzhledem k průměrnému věku ve výše uvedené studii. V modifikované verzi testu s manuálním úkolem, která představovala nesení hrnku naplněného vodou, se zvýšil čas provedení testu u obou skupin. Významný rozdíl mezi skupinami čítal cca 1,5 s ve prospěch KS. Je zřejmé, že manuální úkol má vliv na celkový čas provedení testu jak u TTA skupiny, tak u KS. Domníváme se, že důvodem zdržení se při testu s manuálním úkolem, je především ta část testu, kdy si proband musí stoupnout ze židle, obrátit se, nebo dosednout zpět na židli. Předpokládáme, že rozdíly by byly ještě znatelnější, pokud by skupina TTA v naší studii nebyla fyzicky zdatná. Konkrétně 8 z 12 testovaných se aktivně věnuje nějakému sportu a všichni amputovaní jedinci byli schopni celou trasu i uběhnout, i když to nebylo cílem našeho měření.

Vzdálenost funkčního dosahu v anteriorním nebo mediolaterálním směru při bipedálním stoji, je vhodný prostředek k vyhodnocení dynamické rovnováhy (Brauer et al., 1999). Tyto testy opět slouží hlavně k vyhodnocení rizikovitosti pádů především u starší zdravé populace (Jonsson et al., 2002). Lze je provádět i při stoji na silových plošinách a zároveň tak měřit velikost maximálních výchylek COP.

Při provedení Lateral Reach Test 1 (pro TTA strana amputované končetiny, pro KS levá strana těla) dosáhla skupina TTA významně vyšší vzdálenosti ve srovnání s KS. Vyšší vzdálenosti dosáhla TTA skupina i při Lateral Reach Test 2 (pro TTA strana zdravé končetiny, pro KS pravá strana těla), ale tento rozdíl mezi skupinami nebyl významný. Zajímavostí je, že skupina TTA dosáhla laterálním směrem na obě strany lepších výsledků, ve smyslu dosažené vzdálenosti v cm, než KS. Tyto výsledky byly již dříve potvrzeny ve studii dle Hermodsson, et al. (1994). Vlivem ztráty hlezenního kloubu u TTA skupiny, dojde ke kompenzačnímu zvýšenému využívání kyčelního mechanismu udržování posturální stability, který se podílí hlavně na udržení stability v mediolaterálním směru (Horak, 2006; Buckley et al., 2002; Jones et al., 2005; Vařeka, 2002). Důsledkem využívání této strategie může být právě vyšší dosah do boku na obě strany při LRT 1 i LRT 2 u TTA skupiny ve srovnání s KS.

Statisticky významný rozdíl nebyl zjištěn v dosažené vzdálenosti při Functional Reach Test 1 (pro TTA strana amputované končetiny, pro KS levá strana těla), ani při Functional Reach Test 2 (pro TTA strana zdravé končetiny, pro KS pravá strana těla) mezi TTA a KS. Kontrolní skupina dosáhla v obou testech větší vzdálenosti. Přestože se v anteroposteriorním směru uplatňuje především hlezenní strategie, výsledky neukázaly významné rozdíly mezi TTA a KS. Naše testy dosahu byly vyhodnoceny pouze v centimetrech. Ve studii dle

Kováčiková et al. (in press), se při hodnocení dosahu v centimetrech významný rozdíl mezi skupinami také výrazně neprojevil, kdežto při hodnocení dosažené vzdálenosti vzhledem k výšce probanda byl naměřený rozdíl mezi skupinami věcně významný. Vztažení dosažené vzdálenosti k výšce reaguje na individuální tělesnou stavbu probanda, a proto se jeví dle autorů ve výsledcích přesnější. Tento test však nepředstavuje pro amputované jedince výrazný problém, dokonce jsou schopni dosáhnout téměř srovnatelných hodnot s KS.

Z měření vyplývá vyšší dynamická stabilita v laterálním směru (na pravou i levou stranu) u TTA skupiny a vyšší dynamická stabilita v anteriorním směru u KS.

Závěrem je nutno konstatovat, že výsledky každé výzkumné práce nebo studie, jsou ovlivněny možnými limity. Mezi limity naší práce patří malý počet testovaných probandů, různý věk, testování stoje pouze na jedné silové plošině, nevztažení dosažené vzdálenosti k výšce probanda při testech FRT 1, 2 a LRT 1, 2. Interpretaci výsledků nám ztěžují neexistující normy pro amputované jedince, neboť výzkumné studie se většinou zabývají amputacemi u osob nad 60 let, nebo při testování kombinují více druhů amputací na dolní končetině. Ovlivňujícím faktorem může být i vyšší fyzická zdatnost testovaných jedinců, neboť testy jsou koncipovány spíše pro osoby méně fyzicky zdatné.

7 Závěr

Cílem této práce bylo zhodnotit posturální stabilitu pomocí silových plošin a funkčních testů u osob s jednostrannou transtibiální amputací v porovnání s věkově shodnou kontrolní skupinou zdravých osob.

Z výsledků naší práce můžeme předpokládat celkově nižší statickou i dynamickou posturální stabilitu u jedinců s transtibiální amputací v porovnání s kontrolní skupinou. Toto tvrzení lze podložit statisticky významnými rozdíly v 7 parametrech z 12 měřených při stožení na silových plošinách a dále významnými rozdíly vyplývajícími ze 4 funkčních testů ze 7 provedených. Z měření statické rovnováhy je jasné, že ve všech 4 podmínkách stoje i ve všech 3 měřených parametrech dosáhla skupina TTA vyšších hodnot rychlosti pohybu COP než KS, což značí nižší posturální stabilitu. Výsledky funkčních testů prokázaly významný vliv amputace na úkoly, při nichž dochází k rychlým změnám směru, překračování překážek, rychlým obrátům, vstávání ze židle, při rychlé chůzi atd. Na druhou stranu byla skupina TTA schopná dosáhnout významně vyšší vzdálenosti dosahu v laterálním směru než KS. Tento výsledek lze přisuzovat kompenzačnímu využívání kyčelní strategie u amputovaných jedinců, která zajišťuje především mediolaterální stabilitu.

Přístrojové měření posturální stability u amputovaných jedinců se u nás v běžné praxi využívá poměrně často. Bohužel ale funkční zkoušky na rovnováhu, které reflektují situace z běžného denního života jedince, jsou u nás využívány málo a u amputovaných jedinců vůbec. Přitom tyto jednoduché, rychlé testy mohou být nápomocné lékařům, fyzioterapeutům při odhalení poruch posturální kontroly, které nemusí být zjištěno pomocí tradičních klinických testů, případně mohou sloužit jako terapeutický prostředek pro zlepšení dynamické stability. Bohužel doposud nebyla vytvořena normativní data pro skupinu transtibiálně amputovaných jedinců. Výzkumné studie se většinou zabývají amputacemi u osob nad 60 let nebo kombinují větší počet druhů amputace na dolní končetině. Proto by bylo do budoucna užitečné zabývat se i mladšími věkovými kategoriemi s vždy jedním konkrétním druhem amputace na dolní končetině.

8 Souhrn

Cílem této práce bylo určit vliv jednostranné transtibiální amputace na schopnosti udržení statické a dynamické rovnováhy pomocí přístrojových metod a funkčních testů.

V rámci této diplomové práce byla u skupiny transtibiálně amputovaných a u kontrolní skupiny zdravých osob hodnocena posturální stabilita pomocí parametrů rychlosti pohybu COP (V_{total} , V_y , V_x) na silových plošinách, které charakterizují statickou posturální stabilitu. Probandi absolvovali také testování dynamické posturální stability pomocí funkčních testů.

V teoretické části jsou přiblíženy základní informace o amputacích, protetice, fyzioterapii po amputaci, posturální kontrole a možnostech jejího vyšetření.

V praktické části práce jsou zaznamenány a porovnány výsledky měření mezi oběma testovanými skupinami. Pro lepší interpretaci výsledků jsme zvolili nastínění výsledků v jednoduchých tabulkách a sloupcových grafech.

Z výsledků studie je patrný výrazný rozdíl ve schopnosti udržet rovnováhu ve statických a dynamických podmínkách mezi oběma skupinami. Významných rozdílů mezi skupinami v rychlostech pohybu COP za statických podmínek bylo dosaženo především při testování bipedálního stoje na pevné podložce při zavřených očích, bipedálního stoje na molitanové podložce při zavřených očích a bipedálního stoje na molitanové podložce při otevřených očích v mediolaterálním směru. V dynamických podmínkách bylo dosaženo významného rozdílu mezi skupinami při provedení FSST, LRT 1 (pro TTA strana amputované končetiny a pro KS levá strana těla), TUG testu i při modifikovaném TUG testu s manuálním úkolem.

9 Summary

The aim of this Thesis is to determine the effect of unilateral transtibial amputation on the ability to maintain both static and dynamic balance, using mechanical methods and functional testing.

During the elaboration of the Thesis, postural stability through COP (V_{total} , V_y , V_x) movement speed parameters was assessed at a group of transtibial amputees and a control group of healthy individuals on force plates characterizing static postural stability. Test subjects also underwent dynamic postural stability function testing.

The theoretical sections introduce basic information on amputations, prosthetics, post-amputation physiotherapy, postural control and its examination options.

The analytical sections record and compare the outcomes of the research between the two test groups. For better understanding, we present the outcomes using simple tables and column graphs.

The outcomes of the research indicate strong differences between the two groups in the ability to maintain stability under the static and dynamic conditions. Significant differences between the groups were noted in the static COP speed movement, particularly while testing the firm based biped stand with the eyes closed, and the foam-cushion based biped stand with the eyes looking in the mediolateral direction. Under the dynamic conditions, a significant difference was recorded between the two groups during the FSST, LRT1 (amputated limb side for TTAs and left side of the body for the control group), TUG and the modified TUG incl. manual task testing.

10 Referenční seznam

- Australian Physiotherapists in Amputee Rehabilitation. (2010). Transtibial sockets. Retrieved 1. 4. 2014 from the World wide web: http://www.austpar.com/portals/prosthetics/transtibial_sockets.php
- Barmparas, G., Inaba, K., Teixeira, P. G., Dubose, J. J., Criscuoli, M., Talving, P., Plurad, D., Green, D., & Demetriades, D. (2010). Epidemiology of post-traumatic limb amputation: a National Trauma Databank analysis. *The American Surgeon*, 76(11), 1214-1222. Retrieved 25. 3. 2014
- Baum, B. S., Schnall, B. L., Tis, J. E., & Lipton, J. S. (2008). Correlation of residual limb length and gait parameters in amputees. *Injury*, 39(7), 728-733. Retrieved 2. 4. 2014
- Berka, I., Havlíček, V., & Janíček, P. (1999). *Exartikulace v kolenním kloubu a následné protetické řešení*. Retrieved 16. 3. 2014 from the World wide web: <http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wcb83f6995bb24.htm>
- Brauer, S., Burns, Y., & Galley, P. (1999). Lateral reach: a clinical measure of mediolateral stability. *Physiotherapy Research International*, 4, 81-88. Retrieved 13. 3. 2014
- Buckley, J. G., O' Driscoll, D., & Bennett, S. (2002). Postural sway and active balance performance in highly active lower-limb amputees. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81, 13-20. Retrieved 13. 3. 2014
- Burger, H., & Marinček, Č. (2001). Functional testing of elderly subjects after lower limb amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, 25, 102-107. Retrieved 2. 4. 2014
- Burgess, E. M., Romano, R. L., & Zettl, J. H. (1969). *The management of lower-extremity amputations*. Washington, DC: US Government Printing Office.
- Caldwell, G. E., Robertson D. G. E., & Whittlesey, S. N. (2004). Forces and their measurements. In *Robertson, D. G. E. et al. Research methods in biomechanics*. Champaign: Human Kinetics.
- Dadkhah, B., Valizadeh, S., Mohammadi, E., & Hassankhani, H. (2013). Psychosocial adjustment to lower-limb amputation. *HealthMed*, 7(2), 502- 507. Retrieved 15. 3. 2014
- Darnall, B. D. (2009). Self-delivered home-based mirror therapy for lower limb phantom pain. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 88, 78–81. Retrieved 18. 3. 2014
- Dite, W., & Temple, V. A. (2002). A clinical test of stepping and change of direction to identify multiple falling older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(11), 1566-1571. Retrieved 23. 11. 2013

- Dou, P., Jia, X., Suo, S., Wang, R., & Zhang, M. (2006). Pressure distribution at the stump/socket interface in transtibial amputees during walking on stairs, slope and non-flat road. *Clinical Biomechanics*, 21, 1067–1073. Retrieved 31. 3. 2014
- Fernie, G. R., & Holliday, P. J. (1978). Postural sway in amputees and normal subjects. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 60(7), 895-898. Retrieved 10. 6. 2014
- Fsps Muni. (2011). *Výzkumné metody v biomechanice*. Retrieved 22. 11. 2013 from the World wide web: <http://www.fsps.muni.cz/inovace-SEBS-ASEBS/elearning/biomechanika/vyzkumne-metody-v-biomechanice>
- Gallo, J. a kol. (2011). *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Gauthier-Gagnon, Ch., Gravel, D., St-Amand, H., Murie, Ch., & Goyette, M. (2000). Changes in grand reaction forces during prosthetic training of people with transfemoral amputations: A pilot study. *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 12(3), 72–79. Retrieved 30. 3. 2014
- Geurts, A. CH., Nienhuis, B., & Mulder, T. W. (1993). Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74, 1144–1150. Retrieved 18. 6. 2014
- Hadraba, I. (2006). *Ortopedická protetika – II. část*. Praha: Univerzita Karlova v Praze.
- Hermodsson, Y., Ekdahl, C., Person, B. M., & Roxendal, G. (1994). Standing balance in trans-tibial amputees following vascular disease or trauma: a comparative study with healthy subjects. *Prosthetics and Orthotics International*, 18, 150-158. Retrieved 14. 3. 2014
- Horak, F. B. (1996). Adaptation of automatic postural responses. In: J. R. Bloedel, T. J. Ebner, & S. P. Wise, *The Acquisition of Motor Behaviour in Vertebrates*. Cambridge, MA: MIT Press.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and ageing*, 7-11. Retrieved 16. 11. 2013
- Horak, F. B., Wrisley, D. M., & Frank, J. (2009). The balance evaluation systems test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical therapy*, 89(5), 484-498. Retrieved 16. 11. 2013
- Hromádková, J. a kol. (1999). *Fyzioterapie*. Jinočany: H & H.
- Hsu, E., & Cohen, S. P. (2013). Postamputation pain: epidemiology, mechanisms, and treatment. *Journal of Pain Research*, 6, 121-136. Retrieved 18. 3. 2014

- Hue, O., Simoneau, M., Marcotte, J., Berrigan, F., Dore', J., Marceau, P., Marceau, S., Tremblay, A., & Teasdale, N. (2007). Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture*, *26*, 32–38. Retrieved 18. 6. 2014
- Isakov, E., Mizrahi J., Ring, H., Susak, Z., & Hakim, N. (1992). Standing sway and weight-bearing distribution in people with below-knee amputations. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *73*, 174-178. Retrieved 10. 6. 2014
- Jamečná, M. (2008). Léčebně – rehabilitační plán a postup u amputací na dolních končetinách. Bakalářská práce, Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, Brno.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., & Svoboda, Z. a kol. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Jirkovská, A. (2002). Diabetická noha. *Doporučené postupy pro praktické lékaře*. 1-12. Retrieved 15. 3. 2014
- Jones, M. E., Steel, J. R., Bashford, G. M., & Davidson, I. R. (1997). Static versus dynamic prosthetic weight bearing in elderly transtibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, *21*(2), 100-106. Retrieved 10. 6. 2014
- Jones, S. F., Twigg, P. C., Scally, A. J., & Buckley, J. G. (2005). The gait initiation process in unilateral lower-limb amputees Wh stepping u pand stepping down to a new level. *Clinical Biomechanics*, *20*, 405-413. Retrieved 13. 3. 2014
- Jones, S. F., Twigg, P. C., Scally, A. J., & Buckley, J. G. (2006). The mechanics of landing when stepping down in unilateral lower-limb amputees. *Clinical Biomechanics*, *21*, 184–193. Retrieved 2. 4. 2014
- Jonsson, E., Henriksson, M., & Hirschfeld, H. (2002). Does the Functional Reach Test reflect stability limits in elderly people? *Journal of Rehabilitation Medicine*, *35*, 26–30. Retrieved 14. 3. 2014
- Karanikolas, M., Aretha, D., Tsolakis, I., Monantera, G., Kiekkas, P., Papadoulas, S., Swarm, R. A., & Filos, K. S. (2011). Optimized Perioperative Analgesia Reduces Chronic Phantom Limb Pain Intensity, Prevalence, and Frequency. *Anesthesiology*, *114*, 1144–1154. Retrieved 18. 3. 2014
- Kolář, P. aj. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kolářová, B. (2012a). Posouzení vlivu vybraných aspektů na posturální kontrolu u jedinců po transtibiální amputaci. Disertační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Kolářová, B. (2012b). Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouc.

- Kováčiková, Z., Kolářová, B., Svoboda, Z., Janura, M., & Ořechovská, K. (2013). Lateral Reach Test and Limits Of Stability in medial-lateral direction in transtibial amputees. Poster session presented at the annual meeting of ESMK, Glasqow.
- Kováčiková, Z., Ořechovská, K., Svoboda, Z., & Janura, M. (in press). Hodnocení posturální stability pomocí funkčních testů u skupiny transtibiálně amputovaných. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*.
- Kozáková, D., Janura, M., & Rosický, J. (2009). Problematika pooperačního pahýlu u pacientů s transtibiální amputací pohledem fyzioterapeuta, biomechanika a protetika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 102-108. Retrieved 27. 10. 2013
- Krawczyk, P. (2011). *Ortopedická protetika* (Vysokoškolská skripta). Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Lékařská fakulta.
- Kubeš, R. (2005). Amputace. In P. Dungal, a kol., *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.
- Kuželová, B. (2007). Psychologická podpora amputovaných. In: *XII. Zlínské geriatrické dny*. Zlín: Krajská nemocnice Tomáše Bati.
- Lejčko, J. (2002). Fantomová bolest. *Lékařské listy. Příloha zdravotnických novin*, 51(25), 18–20. Retrieved 27. 10. 2013
- Lewis, C., & Shaw, K. (2005). Performance-Oriented Mobility Assessment. *Geriatric Function*, 16, 23. Retrieved 17. 11. 2013
- Lilja, M., Johansson, T., & Oberg, T. (1993). Movement of the tibial end in a PTB prosthesis socket: a sagittal X-ray study of the PTB prosthesis. *Prosthetics and Orthotics International*, 17, 21-26. Retrieved 17. 3. 2014
- Mancini, M., & Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European journal of physical and rehabilitation medicine (Europa Medicophysica)*, 46(2), 239-248. Retrieved 17. 11. 2013
- Marschall, C., & Stansby, G. (2010). Amputation and rehabilitation. *Surgery*, 284-287. Retrieved 28. 10. 2013
- Matějčíček, M. (2005). Ortopedická protetika. In P. Dungal, a kol., *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.
- Mathias, S., Nayak, U. S. L., & Isaacs, B. (1986). Balance in the elderly patient: the 'Get-up and Go' test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67, 387–389. Retrieved 13. 3. 2014
- May, B. J. (2002). *Amputations and prosthetics, a case study approach*. Philadelphia: F. A. Davis Company.

- Menegoni, F., Galli, M., Tacchini, E., Vismara, L., Cavigioli, M., & Capodaglio, P. (2009). Gender-specific Effect of Obesity on Balance. *Obesity, 17*, 1951–1956. Retrieved 18. 6. 2014
- Mikulová, B. (2012). Léčebně – rehabilitační plán a postup u amputací na dolních končetinách. Bakalářská práce, Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, Brno.
- Moesker, A. A., Karl, H. W., & Trescot, A. M. (2012). Treatment of Phantom Limb Pain by Cryoneurolysis of the Amputated Nerve. *Pain Practice, 14(1)*, 52–56. Retrieved 18. 3. 2014
- Mulvey, M. R., Radford, H. E., Fawcner, H. J., Hirst, L., Neumann, V., & Johnson, M. I. (2012). Transcutaneous electrical nerve stimulation for phantom pain and stump pain in adult amputees. *Pain practise*, 1-8. Retrieved 18. 3. 2014
- NeuroCom[®], a division of Natus[®]. (2012). *NeuroCom Motor Impairment Assessments*. Retrieved 18. 3. 2014 from the World wide web: <http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/index.aspx>
- Newton, R. A. (2001). Validity of the Multi-Directional Reach Test: A Practical Measure for Limits of Stability in Older Adults. *Journal of Gerontology, 56(4)*, 248–252. Retrieved 18. 3. 2014
- Nissan, M. (1977). A simplified model for the shortbelow-knee stump. *Journal of Biomechanics, 10*, 651-658. Retrieved 17. 3. 2014
- Nolan, L., & Lees, A. (2000). The functional demands on the intact limb during walking for active trans-femoral and trans-tibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International, 24*, 117-125. Retrieved 14. 3. 2014
- Nolan, L., Wit, A., Dudzinski, K., Lees, A., Lake, M., & Wychowanski, M. (2003). Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait and Posture, 17*, 142-151. Retrieved 14. 3. 2014
- Pejšková, I., & Mareček, A. (2010). Rehabilitační a protetická péče o pacienty–diabetiky po amputaci končetiny. *Medicína pro praxi, 7*, 216-220. Retrieved 27. 10. 2013
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology, 88(3)*, 1097–1118. Retrieved 5. 2. 2014
- Pritham, Ch. (1979). Suspension of the below-knee prosthesis: an overview. *Orthotics and Prosthetics, 2*, 1-19. Retrieved 17. 3. 2014
- Ray, R. L. (2000). Complications of Lower Extremity Amputations. *Topics in Emergency Medicine, 22(3)*, 35-42. Retrieved 17. 3. 2014
- Raymakers, J. A., Samson, M. M., & Verhaar, H. J. (2005). The assessment of body

- sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*, 21, 48–58. Retrieved 18. 6. 2014
- Redhead, R. G. (1979). Total surface bearing self suspending above-knee sockets. *Prosthetics and Orthotics International*, 3, 126-136. Retrieved 31. 3. 2014
- Robinson, K. P., Hoile, R., & Coddington, T. (1982). Skew flap myoplastic below-knee amputation: A preliminary report. *British Journal of Surgery*, 69, 554-557. Retrieved 17. 3. 2014
- Sanders, J. E., Daly, Ch., & Bergess, E. M. (1992). Interface shear stresses during ambulation with a below-knee prosthetic limb. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 29(4), 1-8. Retrieved 17. 3. 2014
- Seliktar, R., Bar, A., Susak, Z., & Najenson, T. (1980). A prosthesis for very short below-knee stumps. *Orthotics and Prosthetics*, 34(1), 25-35. Retrieved 17. 3. 2014
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: translating research into clinical practise*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Schoppen, T., Boonstra, A., Groothoff, J. W., De Vries, J., Göeken, L. N. H., & Eisma, W. H. (1999). The Timed "UP & GO" Test: Reliability and Validity in Persons With Unilateral Lower Limb Amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80, 825-828. Retrieved 2. 4. 2014
- Smith, D. G., & Ferguson, J. R. (1999). Transtibial Amputations. *Clinical Orthopaedics And Related Research*, 361, 108-115. Retrieved 17. 3. 2014
- Solomonidis, S. E. (1991). Gait analysis of the lower limb amputee – the effect of alignment. In U. Boenick, M. Näder, & C. Mainka,(Eds.), *Gait analysis – state-of-the-art of measuring system and their importance in prosthetic and orthotic technology: proceedings*. Berlin: Technische universität Berlin und Otto Bock stiftung.
- Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., & Pokorný, D. aj. (2001). *Základy ortopedie*. Praha: Triton.
- Steffen, T. M., Hacker, T. A., & Mollinger, L. (2002). Age- and Gender-Related Test Performance in Community-Dwelling Elderly People: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and Gait Speeds. *Physical Therapy*, 8(2), 128-137. Retrieved 17. 11. 2013
- Stelmach, G. E., & Worringham, C. J. (1985). Sensory-motor deficits related to postural stability: implications for falling in the elderly. *Clinics in Geriatric Medicine*, 1, 679–694. Retrieved 13. 3. 2014

- Svoboda, Z. (2008). Biomechanická analýza chůze s různými typy protetických chodidel u osob s transtibiální amputací. Disertační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Škrha, J. (2009). *Diabetologie*. Praha: Galén.
- Takahashi, T., Ishida, K., & Yamamoto, H. (2006). Modification of the functional reach test: Analysis of lateral and anterior functional reach in community-dwelling older people. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 42, 167-173. Retrieved 10. 6. 2014
- Takasaki, K., & Suzuki, T. (2011). Comparison Of Motion Strategies in the Functional Reach Test Between Elderly Persons And Young Persons. *Journal of Physical Therapy Science*, 23(5), 773 – 776. Retrieved 13. 3. 2014
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (II. část): řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9, 122-129. Retrieved 10. 6. 2014
- Viton, J. M., Mouchnino, L., Mille, M. L., Cincera, M., Delarque, A., Pedotti, A., Bardot, A., & Massion, J. (2000). Equilibrium and movement control strategies in trans-tibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 24, 108-116. Retrieved 10. 6. 2014
- Vrablicová, M. a kol. (2010). Komplexní rehabilitační péče u pacientů po amputaci dolní končetiny. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 105-113. Retrieved 27. 10. 2013
- Whitney, S. L., Marchetti, G. F., Morris L. O., & Sparto P. J. (2007). The reliability and validity of the FSST for people with balance deficits secondary to a vestibular disorder. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 88(1), 99-104. Retrieved 16. 1. 2014
- Wilkes, D., Ganceres, N., Solanki, D., & Hayes, M. (2008). Pulsed Radiofrequency Treatment of Lower Extremity Phantom Limb Pain. *Clinical Journal of Pain*, 24(8),736-739. Retrieved 18. 3. 2014
- Zhang, M., & Roberts, C. (2000). Comparison of computational analysis with clinical measurement of stresses on below-knee residual limb in a prosthetic socket. *Medical Engineering & Physics*, 22, 607–612. Retrieved 31. 3. 2014
- Zhang, M., Turner-Smith, A. R., Tanner, A., & Roberts, V. C. (1998). Clinical investigation of the pressure and shear stress on the transtibial stump with a prosthesis. *Medical Engineering & Physics*, 20, 188–198. Retrieved 31. 3. 2014

11 Tabulky

Tabulka 1. Vývoj počtu amputací a jejich příčin v České republice (Kolář et al., 2009)

Rok	Všechny	
1989	3714	
1990	3953	
1991	4365	
1992	4465	
1993	4185	
	Vaskulární	Traumatické
1994	4503	150
1995	4578	107
1996	4970	116
1997	5226	95
1998	5465	99
1999	5114	87
2000	5865	58
2001	6118	85
2002	6743	73
2003	7029	60
2004	7444	102
2005	7859	90
2006	7834	70
2007	7853	
2008	8169	

Tabulka 2. Základní statistické charakteristiky a hodnoty statistické významnosti při různých podmínkách stoje na silových plošinách u TTA a KS

Podmínky stoje	Parametr	TTA		KS		p values
		Průměr	SD	Průměr	SD	
EO	V _x (cm/s)	0,93	0,89	0,51	0,20	0,266
	V _y (cm/s)	1,35	0,96	0,97	0,32	0,932
	V _{total} (cm/s)	1,83	1,43	1,19	0,40	0,630
EC	V _x (cm/s)	1,57	1,95	0,49	0,16	0,001
	V _y (cm/s)	3,32	3,49	1,23	0,43	0,001
	V _{total} (cm/s)	3,90	4,19	1,42	0,47	0,000
EO foam	V _x (cm/s)	1,50	0,56	1,02	0,32	0,037
	V _y (cm/s)	2,05	1,03	1,43	0,45	0,211
	V _{total} (cm/s)	2,80	1,22	1,94	0,56	0,091
EC foam	V _x (cm/s)	4,57	6,23	1,66	0,61	0,001
	V _y (cm/s)	6,00	4,95	2,60	0,93	0,000
	V _{total} (cm/s)	8,33	8,57	3,40	1,19	0,001

Tabulka 3. Shrnutí všech výsledků v různých podmínkách stoje na silových plošinách z hlediska statistické významnosti

Podmínky stoje	Parametr	Statisticky významný rozdíl mezi TTA a KS
EO	V _x (cm/s)	NE
	V _y (cm/s)	NE
	V _{total} (cm/s)	NE
EC	V _x (cm/s)	ANO
	V _y (cm/s)	ANO
	V _{total} (cm/s)	ANO
EO foam	V _x (cm/s)	ANO
	V _y (cm/s)	NE
	V _{total} (cm/s)	NE
EC foam	V _x (cm/s)	ANO
	V _y (cm/s)	ANO
	V _{total} (cm/s)	ANO

Tabulka 4. Základní statistické charakteristiky a hodnoty statistické významnosti při provedení funkčních testů u TTA a KS

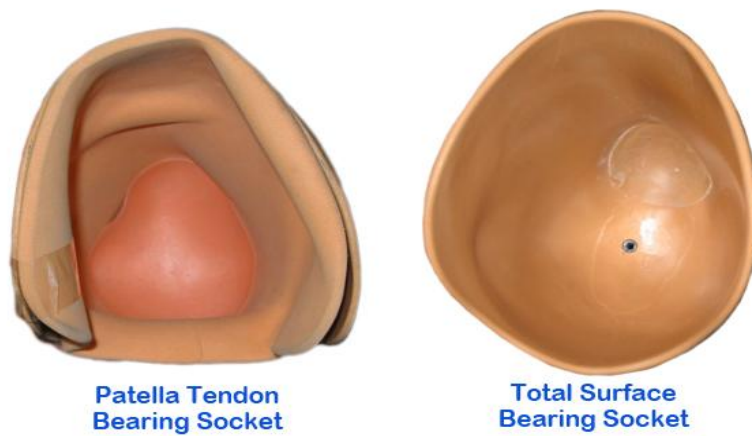
Test	TTA		KS		p values
	Průměr	SD	Průměr	SD	
FSST (s)	7,4	1,0	4,7	0,9	0,000
FRT 1 (cm)	17,8	4,7	18,6	4,3	0,590
FRT 2 (cm)	17,3	3,6	18,4	3,6	0,319
LRT 1 (cm)	14,3	2,2	12,2	2,4	0,045
LRT 2 (cm)	14,2	2,9	12,4	2,3	0,114
TUG (s)	6,6	1,4	4,9	0,5	0,001
TUG m. (s)	7,1	1,4	5,6	0,6	0,012

Tabulka 5. Shrnutí všech výsledků při provedení funkčních testů z hlediska statistické významnosti

Test	Statisticky významný rozdíl mezi TTA a KS
FSST (s)	ANO
FRT 1 (cm)	NE
FRT 2 (cm)	NE
LRT 1 (cm)	ANO
LRT 2 (cm)	NE
TUG (s)	ANO
TUG m. (s)	ANO

12 Přílohy

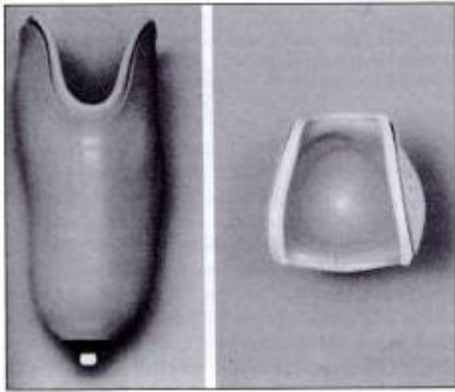
Příloha 1. Typický tvar lůžka protézy typu PTB (vlevo) a TSB (vpravo); (Australian Physiotherapists in Amputee Rehabilitation, 2010).



Příloha 2. Typický tvar lůžka protézy typu PTB (vlevo) a TSB (vpravo); (Australian Physiotherapists in Amputee Rehabilitation, 2010).



Příloha 3. Typický tvar lůžka protézy typu KBM (Matějček, 2005).

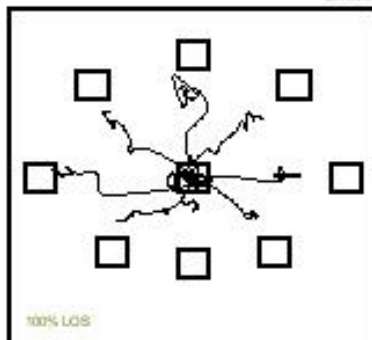


Příloha 4. Ukázka výsledných hodnot z Modul Balance Master System

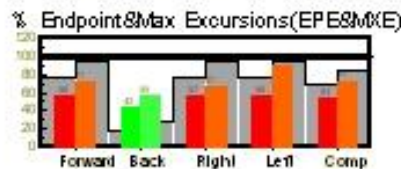
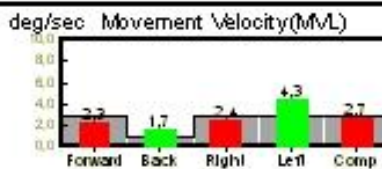
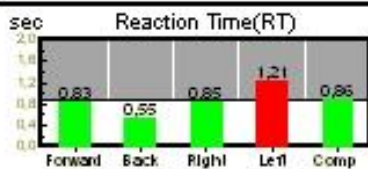
Fakultní nemocnice, Rehabilitační klinika
 Sokolovská 581, 500 05 Hradec Králové
 IČ: 00179906, tel: 495831111
 REHAB Fyzioterapie Stará Nem. 6581, Balance Master

Diagnóza: Změna chůze při náty v neto pod kálem
 Operace: Nel. Specified
 Referenční zdroj: Nel. Specified
 File: F0057.DPK
 Date of Birth: 14/1/1981
 Date: 29/11/2013
 Target: 100 cm
 Time: 15:09:58

Limits Of Stability



Transition	RT (sec)	M/V (deg/sec)	EPE (%)	MXE (%)	DCL (%)
1 (F)	0,72	2,5	72	84	85
2 (RF)	0,61	1,5	55	66	88
3 (R)	1,12	3,1	55	70	93
4 (RB)	0,56	2,2	63	66	88
5 (B)	0,51	0,6	30	38	23
6 (LB)	0,64	3,0	45	75	79
7 (L)	1,47	4,5	63	92	91
8 (LF)	1,26	4,4	45	80	84



Data Range Note: User Data Range: 20-39

Post. Test Comment:
 pacient v dlanu

Příloha 5. Vyjádření Etické komise FTK UP



**Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC**

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 3. 6. 2013 byl projekt diplomové práce autorky

Bc. Kláry Kolínkové

s názvem **Hodnocení statické a dynamické rovnováhy u osob s transtibiální amputací**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 43 / 2013

dne: 9. 9. 2013.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

razítko fakulty

Příloha 6. Informovaný souhlas klienta (klientky)

Informovaný souhlas klienta (klientky)

Pro výzkumné účely projektu s názvem „Vliv dynamické stability na provedení chůze u různých skupin populace“.

Řešitelé projektu:

Hlavní řešitel: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Spoluřešitelé: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.; Mgr. Barbora Kolářová, Ph.D., Mgr. Zuzana Kovačiková, Ph.D.; Mgr. Eliška Martinásková; Mgr. Markéta Procházková, Mgr. Lucie Teplá, Mgr. Karolína Ořechovská, Mgr. Michaela Kubisová, Bc. Lucia Bizovská, Bc. Kateřina Tomčalová, Bc. Klára Kolínková

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu. Jedná se o víceletý výzkumný projekt zabývající se hodnocením stabilizace stoje a hodnocením chůze u vybraných skupin pomocí přístrojových metod i klinických vyšetření.

Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Klient/ klientka

Souhlasím s provedením přístrojového vyšetření stability stoje a chůze, s klinickým testováním v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc a v Laboratoři lidské motoriky na Fakultě tělesné kultury v Olomouci. Souhlasím, že výsledky mohou být anonymně publikovány. Rozumím cílům studie a postupům řešení a souhlasím s nimi.

Já, tímto potvrzuji, že mne informoval/a o podstatě projektu a seznámil/a 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 a potvrzuji, že jsem měl/a dostatek času na seznámení se s projektem a souhlasím, že má účast na tomto projektu je podle mé vlastní vůle. Víím, že se mohu kdykoliv zeptat na více informací, případně ukončit svoji účast v projektu bez udání důvodů.

Jméno, příjmení a podpis řešitele/spoluřešitele projektu: _____

_____ V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu: _____

V _____ dne: _____

Příloha 7. Charakteristika jednotlivých probandů skupiny TTA

Proband	Věk	Pohlaví	Délka roku s protézou	Příčina	Typ chodidla	Dřívější typ chodidla
Z. M.	40	M	7	trauma	Reflex	Surflex
J. M.	51	M	21	trauma	Variflex-dynamické	ano hodně - nevedl
L. B.	42	M	9	trauma	Variflex Evo	Sureflex
P. K.	54	M	5	trauma	Proprio foot bionické	Reflex
K. P.	23	Ž	1	trauma	Variflex	NE
J. L.	41	M	4	nevedl	Variflex	TSB PINEM
J. H.	49	Ž	4	trauma	Elaton	Elaton
J. M.	54	Ž	1	jiné	dynamické	NE
P. R.	49	M	3	trauma	nevedl	NE
M. Z.	39	M	4	trauma	nevedl	ano hodně - nevedl
M. M.	34	M	10	trauma	otto bock	NE
V. B.	33	M	4	trauma	nevedl	nevedl

Proband	Typ protetického lůžka	Nošení protézy po čas dne - hod.	Charakter denní Aktivity	Potíže při chůzi s protézou
Z. M.	PIN	16	trvalé přecházení	v oblasti pahýlu (po stranách šlach-česky, vyrážky), přetížené levé koleno
J. M.	PIN	17	střídavě v sedě a vstoje	v zadu na pahýlu, páteř
L. B.	PIN	16	střídavě v sedě a vstoje	NE
P. K.	Podtlaková	12.16	střídavě v sedě a vstoje	NE
K. P.	TSB	12	střídavě v sedě a vstoje	NE
J. L.	nevedl	nevedl	střídavě v sedě a vstoje	NE
J. H.	TSB podtlakové	14-15	střídavě v sedě a vstoje	kyčle a záda
J. M.	nevedl	12.14	střídavě v sedě a vstoje	bederní páteř
P. R.	nevedl	16	střídavě v sedě a vstoje	lůžko- bolestivost, spodní část zad
M. Z.	nevedl	15-16	převážně vstoje přecházením	NE

M. M.	Podtlaková	17	převážně vstoje přecházením	NE
V. B.	nevedl	16	trvalé přecházení	NE

Proband	Zdravotní problémy, které nebyly před amputací	V současnosti léčen na jiné onemocnění	Pády za poslední rok - počet
Z. M.	bolesti kotníku, kolen, kyčlí, otoky, kožní problémy	NE	NE
J. M.	dolní páteř, občas otoky	NE	4
L. B.	bolesti kolen	NE	NE
P. K.	NE	NE	NE
K. P.	NE	NE	1
J. L.	Kyčle	nevedl	nevedl
J. H.	kyčle, dolní záda, kožní problémy	NE	NE
J. M.	levé koleno	NE	2
P. R.	bedra a krční páteř	ANO – meziobratlová ploténka	NE
M. Z.	ano dolní části zad	NE	ano, 3-5
M. M.	NE	NE	ano x krát, na houbách
V. B.	NE	NE	NE

Proband	Pomůcky	Sport	Alkohol za posledních 24h	Užívání léku
Z. M.	NE	míčové hry, plavání, kolo, turistika	NE	NE
J. M.	nevedl	hokej, cyklistika	ANO- 3 piva	NE
L. B.	ortéza- PK	kolo, hokej, lyže	NE	Pemtomez retard
P. K.	nevedl	stolní tenis	NE	NE
K. P.	berle, sedačka do vany	spinning, tanec, posilovna	Ano- 4 piva	NE
J. L.	nevedl	nevedl	Ano	ANO
J. H.	madla ve sprše	NE	NE	NE
J. M.	vozik- v bytě, nordic hole	kolo, taiči	NE	loristan, bisoprolol, milurit
P. R.	NE	chůze, bicykl 20 km	NE	Tramal, Lyrica
M. Z.	ortéza na L kol.	NE	NE	NE

M. M.	sedátko ve sprše	NE	NE	NE
V. B.	NE	tenis, fotbal, lyže	NE	NE

Příloha 8. Výsledky kineziologického vyšetření jednotlivých probandů skupiny TTA

Proband	P. K.	Z. M.	L. B.	J. M.	J. L.	J. H.
Pohlaví	muž	muž	muž	muž	muž	žena
Amputovaná DK	LDK	PDK	LDK	LDK	PDK	PDK
Rok amputace	2006	2005	2003	1991	2009	2008
Vyšetření laterality DKK						
Výstup na schod	6x PDK	2x LDK, 4x PDK	6x PDK	6x PDK	5x PDK, 1x LDK	6x PDK
Kop do míče	6x PDK	1x LDK, 5x PDK	6x PDK	6x PDK	6x PDK	6x PDK
Vyšetření stoje olovnicí						
Přední projekce	3 cm doprava	2 cm doprava	středem	2 cm doprava	středem	středem
Boční projekce	středem	4 cm dopředu	2 cm dopředu	1,5 cm dopředu	2 cm před RAK	středem
Zadní projekce	3 cm doprava	2 cm doprava	středem	2 cm doprava	středem	středem
Vyšetření pánve						
Hřebeny kostí kyčelních	symetrické	L výše	symetrické	P výše	P výše	symetrické
Šikmá pánev	ne	ano	ne	ano	ano	ne
Postavení SIAS	symetrické	L výše	symetrické	P výše	P výše	symetrické
Postavení SIPS	symetrické	L výše	symetrické	P výše	L výše	symetrické
Torze pánve	ne	ne	ne	ne	ano	ne
Rotace pánve	doprava	doleva	ne	doprava	doleva	ne
Stranové vybočení	doprava	doprava	ne	doprava	ne	ne
Boční projekce	norma	anteverze	anteverze	norma	norma	norma
Vyšetření DK (v cm)						

Proband	P. K.	Z. M.	L. B.	J. M.	J. L.	J. H.
Délka neamputované DK	81	90,5	82,5	79	91	78
Délka amputované DK	59	57,5	63	53	58	56
Délka stehna L	39,5	41,5	38,5	37	44	38,5
Délka stehna P	39,5	41,5	38,5	37	44	38,5
Obvod stehna L	49,5	52	58,5	44,5	48,5	62,5
Obvod stehna P	51	48,5	62,5	49	42	61,5
Délka chodidla L (s obuví)	29,5	31	31	30	30,5	27
Délka chodidla P (s obuví)	29,5	32,5	31	29	30,5	27
Vyšetření pahýlu						
Tvar pahýlu	konický	konický	konický	konický	konický	konický
Délka pahýlu	20	16	24,5	16	14	17
Obvod pahýlu prox.	33	33,5	36,5	31,5	36	35
Obvod pahýlu dist.	27	29,5	30,5	29	31	29
Charakter amp. Jizvy	normální	vrostlá	z 1/2 rostlá	normální	z 1/2 rostlá	uprostřed rostlá (1/4)
Nepříjemné pocity v jizvě	ne	ne	ne	ne	ne	ano
Vyšetření čítí						
Taktilní čítí L	norma	norma	hypersenzitivita	norma	norma	norma
Taktilní čítí P	norma	norma	norma	norma	norma	hypersenzitivita
Diskriminační čítí L	hyposenzitivita (11cm)	norma	norma	hyposenzitivita (8 cm)	norma (5 cm)	norma (5 cm)

Proband	P. K.	Z. M.	L. B.	J. M.	J. L.	J. H.
Diskriminační čítí P	norma (9 cm)	norma	norma	norma (5 cm)	hyposenzitivita (8 cm)	hyposenzitivita (7 cm)
Grafestézie L	hyposenzitivita	norma	norma	norma	norma	norma
Grafestézie P	norma	norma	norma	hyposenzitivita	norma	hyposenzitivita
Polohocit L	norma	norma	hypersenzitivita	norma	norma	norma
Polohocit P	norma	norma	norma	norma	norma	norma

Proband	K. P.	J. M.	P. R.	M. Z.	M. M.	V. B.
Pohlaví	žena	žena	muž	muž	muž	muž
Amputovaná DK	LDK	PDK	PDK	PDK	LDK (exartikulace KOK)	PDK
Rok amputace	2012	2012	2010	2009	2003	2009
Vyšetření laterality DKK						
Výstup na schod	6x PDK	6x LDK	6x LDK	3x PDK, 3x LDK	6x PDK	2x LDK, 4x PDK
Kop do míče:	6x PDK	6x PDK	6x PDK	6x PDK	6x PDK	6x PDK
Vyšetření stoje olovnicí						
Přední projekce	středem	středem	1 cm doprava	středem	středem	2 cm vlevo
Boční projekce	1 cm před RAK	1 cm před středem RAK	3 cm před středem RAK	3 cm před středem RAK	2 cm před RAK	5 cm před RAK
Zadní projekce	středem	středem	1 cm doprava	středem	středem	2 cm vlevo
Vyšetření pánve						
Hřebeny kostí kyčelních	L výše	L výše	L výše	symetrické	P výše	P výše
Šikmá pánev	ano	ano	ano	ne	ano	ano

Proband	K. P.	J. M.	P. R.	M. Z.	M. M.	V. B.
Postavení SIAS	L výše	L výše	L výše	symetrické	P výše	P výše
Postavení SIPS	L výše	L výše	L výše	symetrické	P výše	P výše
Torze pánve	ne	ne	ne	ne	ne	ne
Rotace pánve	doleva	ne	doprava	doprava	doprava	vlevo
Stranové vybočení	ne	ne	doprava	ne	ne	vlevo
Boční projekce	anteverze	anteverze	retroverze	anteverze	norma	retroverze
Vyšetření DK (v cm)						
Délka neamputované DK	78,5	69	86	80	83	91
Délka amputované DK	64	53	61	54,5	40,5	64
Délka stehna L	39	31	40	37,5	41,5	41
Délka stehna P	39	31	40	37,5	41,5	41
Obvod stehna L	50,5	63	55	44,5	42,5	62
Obvod stehna P	56	61,5	52	43	52	61
Délka chodidla L (s obuví)	26,5	27	29,5	29,5	30	32
Délka chodidla P (s obuví)	26,5	27	29,5	29,5	30	32
Vyšetření pahýlu						
Tvar pahýlu	konický	konický	konický	konický	konický	konický
Délka pahýlu	25	22	21	17	40,5	23
Obvod pahýlu prox.	29,5	35	36	32,5	41	42
Obvod pahýlu dist.	22,5	30	29	30	40	37
Charakter	z 1/2 vrostlá	norma	z 1/3 vrost.	norma	norma	norma

jizvy						
Proband	K. P.	J. M.	P. R.	M. Z.	M. M.	V. B.
Nepříjemné pocity v jizvě	ne	ne	ano	ano	ne	ne
Vyšetření čítí						
Taktilní čítí L	norma	norma	norma	norma	hyposenzitivita	norma
Taktilní čítí P	norma	norma	norma	norma	hyposenzitivita	norma
Diskriminační čítí L	norma (6 cm)	norma (4 cm)	hyposenzitivita (7cm) ZDRAVÁ	norma (5 cm)	hyposenzitivita (8 cm)	norma (6 cm)
Diskriminační čítí P	hyposenzitivita (11 cm) ZDRAVÁ	hyposenzitivita (5,5 cm)	norma (5 cm)	norma (5 cm)	hyposenzitivita (8 cm)	hyposenzitivita (7 cm)
Grafestézie L	norma	norma	norma	norma	hyposenzitivita	norma
Grafestézie P	norma	hyposenzitivita	norma	norma	hyposenzitivita	norma
Polohocit L	hypersenzitivita	norma	norma	norma	norma	norma
Polohocit P	norma	norma	hyposenzitivita	norma	norma	hyposenzitivita

Příloha 9. Anketa

Anketa

Jméno:.....

Datum narození:.....

e-mail:.....@.....

1. Jak dlouho máte protézu?roků.
2. Z jakého důvodu máte protézu?

Trauma / Vaskulární příčina / Jiná příčina

3. Jaký typ chodidla používáte nyní?.....
4. Používal jste dřív
5. e jiný typ chodidla? **NE x ANO**

Jaký?.....

6. Jaký máte typ protetického lůžka?
7. Kolik hodin během dne máte nasazenou protézu?
8. Jak byste charakterizoval/a vykonávání své denní aktivity?
 - a) převážně v sedě
 - b) převážně vstoje na místě
 - c) střídavě vsedě a vstoje
 - d) převážně vstoje s přecházením
 - e) trvalé přecházení

9. Máte potíže při chůzi s protézou (bolest, nepříjemné pocity)
 - a) V oblasti pahýlu a lůžka **NE x ANO** (jaké?.....)
 - b) Jiné části těla **NE x ANO** (jaké?.....)

10. Máte přetrvávající zdravotní potíže, které jste neměl před amputací?

NE x ANO – které? (hodící se zaškrtněte):

- a. Bolesti v oblasti:
 - a) Kotníku
 - b) Kolen
 - c) Kyčlí
 - d) Dolní části zad
 - e) Krční páteře

- f) Hlavy
- g) Jinde (kde?
- b. Otoky
- c. Závratě
- d. Kožní problémy
- e. Psychické potíže
- f. Jiné

11. Jste v současné době léčen/a na nějaké onemocnění? **NE x ANO**
(v případě odpovědi ano, prosím uveďte typ onemocnění)

- neurologické
- ortopedické
- revmatické
- zrakové
- psychické

12. Spadl jste v posledním roce **NE x ANO** (kolikrát?.....)

13. Používáte některou z následujících pomůcek?

- a. hůlku **NE x ANO**
- b. berle **NE x ANO**
- c. ortézu **NE x ANO** (kde.....)
- d. vozík **NE x ANO**
- e. podpůrné pomůcky v domácnosti (př. madla) **NE X ANO** jaké?.....

14. Věnujete se v současné době nějaké pohybové (sportovní) aktivitě? (v případě odpovědi a, uveďte o jakou aktivitu/y jde a dobu trvání aktivity)

NE X ANO jaké?.....

15. Užil/a jste alkohol během posledních 24 hodin?

NE X ANO jaké množství?.....

16. Užíváte v současné době nějaké léky?

NE X ANO jaké?.....

Příloha 10. Vyšetření (kineziologický rozbor) u TTA

Vyšetření

Jméno:..... **Pohlaví:**.....

Amputovaná dolní končetina: PDK / LHK

Rok amputace:

Vyšetření laterality dolních končetin

Výstup na schod 6x:/Kopnutí do míče 6x:

Vyšetření stoje:

1. Přední projekce:

- Vyšetření olovnicí
 - *prochází středem ANO X NE specifikujte*.....

2. Boční projekce:

- *Vyšetření olovnicí*
 - *prochází středem ANO X NE specifikujte*.....

3. Zadní projekce:

- *prochází středem ANO X NE specifikujte*.....

Vyšetření pánve:

- Hřeben kostí kyčelních *symetrické / asymetrické - výš sin / dx*
 - Šikmá pánev **ANO X NE**
- **Postavení spin**
 - *SIAS symetrické / asymetrické - výš sin / dx*
 - *SIPS symetrické / asymetrické - výš sin / dx*
- **Postavení pánve**
 - *Torze NE X ANO SIAS dx výš/níž SIPS dx výš / níž*
 - *Rotace sin / dx*
 - *Stranové vybočení sin / dx*
 - *Boční projekce norma / antevererze / retroverze*

Vyšetření DK:

- **Antropometrické parametry:**
 - *Délka neamputované DK (troch. maj.- mal. lat.)*.....cm
 - *Délka amputované DK (troch. maj.- střed pahýlu)*.....cm
 - *Délka stehna trochanter – laterální štěrba sin*.....cm/ *dx*.....cm
 - *Obvod stehna 15 cm nad patelou sin*.....cm/ *dx*.....cm

- Délka chodidla (i s obuví).....cm

Wyšetření pahýlu

- Tvar pahýlu cylindrický / konický / kulatý
- Délka pahýlu mediální štěrbina – střed měkkých tkání.....cm
- Obvod pahýlu - prox.....cm - distcm
- Charakter amputační jizvy.....
- Nepříjemné pocity v jizvě ANO / NE

- **Wyšetření čítí v obl. pahýlu + střední 1/3 bérce**

	sin	dx	Bilaterálně stejné
Taktilní čítí	Norma / hyposenzitivita / hypersenzitivita	Norma / hyposenzitivita / hypersenzitivita	ANO / NE
Diskriminační čítí	Norma / hyposenzitivita / hypersenzitivita cm.....	Norma / hyposenzitivita / hypersenzitivita	ANO / NE
Algické čítí	Norma / hyposenzitivita / hypersenzitivita	Norma / hyposenzitivita / hypersenzitivita	ANO / NE
Vibrační čítí	Norma / hyposenzitivita / hypersenzitivita	Norma / hyposenzitivita / hypersenzitivita	ANO / NE
Pohybocít	Norma / hyposenzitivita / hypersenzitivita	Norma / hyposenzitivita / hypersenzitivita	ANO / NE