

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**POSOUZENÍ VLIVU VYBRANÝCH ASPEKTŮ
NA POSTURÁLNÍ KONTROLU U JEDINCŮ
PO TRANSTIBIÁLNÍ AMPUTACI**

Disertační práce

Autor: Mgr. Barbora Kolářová

Pracoviště: Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci

Školitel: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Olomouc 2012

Jméno a příjmení autora: Mgr. Barbora Kolářová

Název disertační práce: Posouzení vlivu vybraných aspektů na posturální kontrolu u jedinců po transtibiální amputaci

Školitel: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Rok obhajoby disertační práce: 2012

Abstrakt

Cílem práce bylo zhodnotit aspekty mimovolní (automatické) i volní kontroly pohybu u jedinců s transtibiální amputací s ohledem na příčinu amputace, nastavení protézy a protetického chodidla a dobu užívání protézy prostřednictvím dynamické počítačové posturografie (NeuroCom®). Výzkumu se zúčastnilo celkem 44 probandů (14 transtibiálně amputovaných pro trauma, 13 transtibiálně amputovaných z vaskulární příčiny a 17 zdravých jedinců). Z výsledků vyplývá, že transtibiálně amputovaní pro trauma se ve srovnání s vaskulárně amputovanými v hodnocených aspektech posturální kontroly více blížili zdravým subjektům. Na rozdíl od vaskulárně amputovaných dokázali efektivně koordinovat inklinaci těla na stranu amputované dolní končetiny a podobně jako u zdravých se u nich se zvyšujícím věkem zhoršila v určitých parametrech posturální kontrola. I přesto, že traumaticky amputovaní nebyli schopni efektivní volní koordinace pohybů těla na stranu amputované dolní končetiny, v rámci posturálních automatizmů (při reakci na translaci plošiny) více zatěžovali sensoricky i motoricky intaktní neamputovanou dolní končetinu. U vaskulárně amputovaných tato tendence nebyla zřejmá. Změna nastavení protézy a protetického chodidla neměla výraznější vliv na volní koordinaci pohybu.

Klíčová slova:

Amputace dolní končetiny, posturální kontrola, protéza dolní končetiny, dynamická počítačová posturografie

Disertační práce vznikla za podpory MŠMT v rámci výzkumného záměru MSM 6198959221 „Pohybová aktivita a inaktivita obyvatel České republiky v kontextu behaviorálních změn“ a za podpory vnitřního grantu Univerzity Palackého IGA FTK 2011 011 „Interkončetinová koordinace u jedinců po amputaci dolní končetiny“.

Souhlasím s půjčováním práce v rámci služeb knihovny.

Author's first name and surname: Mgr. Barbora Kolářová

Title of the doctoral thesis: Assessment of selected aspects of postural control in transtibial amputees

Supervisor: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Year of presentation: 2012

Abstract

The aim of our study was to evaluate aspects of automatic and voluntary posture control in transtibial amputees with respect to cause of amputation, prosthesis alignment and prosthetic usage duration by means of dynamic computed posturography (NeuroCom®). A total of 44 volunteers participated in our study (14 transtibial amputees due to trauma, 13 vascular transtibial amputees and 17 healthy subjects). Our results suggest, that transtibial amputees due to trauma had more similar posture behaviour as healthy subjects in compare to vascular amputees. Transtibial amputees due to trauma were able to effectively coordinate voluntary inclination of body on the side of amputated leg. Also the older were traumatic amputees, the worse could they control their posture – same as healthy subjects. Despite the fact that traumatic amputees were able to voluntary coordinate posture even on the side of amputated leg, within automatic posture reactions (on platform translations) they bore more weight on their non-amputated leg. In vascular amputees this tendency was not present. Tested prosthetic alignments didn't have significant influence on the posture control in transtibial amputees.

Keywords:

Lower limb amputation, posture control, lower limb prosthesis, dynamic computed posturography

The doctoral thesis has been supported by the research grant from the Ministry of Education, Youth, and Sports of the Czech Republic (No. MSM 6198959221) „Physical Activity and Inactivity of the Inhabitants of the Czech Republic in the Context of Behavioral Changes“ and research grant from Palacky University IGA FTK 2011 011 „Interlimb Coordination in Lower Limb Amputees“.

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

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracovala samostatně pod vedením školitele Prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr. a uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje.

V Olomouci dne 30.1. 2012

Mgr. Barbora Kolářová

Děkuji zejména svému školiteli Prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za pomoc, cenné rady a připomínky v průběhu celého studia, realizace experimentální části práce i při zpracování disertační práce. Děkuji také MUDr. Aloisi Krobotovi, Ph.D. za pomoc a možnost uskutečnit měření v Kineziologické laboratoři Ústavu fyzioterapie Fakulty zdravotnických věd UP. Rovněž děkuji všem kolegům a přátelům za konstruktivní konzultace a za podporu i všem účastníkům studie za spolupráci. Upřímný dík patří mé rodině, zejména manželovi MUDr. Petrovi Kolářovi, za trpělivost a hojnou podporu.

OBSAH

1	ÚVOD.....	9
2	POSTURÁLNÍ KONTROLA.....	11
2.1	Vymezení základních pojmů	11
2.2	Senzomotorické strategie posturální kontroly	13
2.2.1	Senzorické strategie	13
2.2.2	Pohybové strategie	14
2.2.2.1	Posturálně pohybové strategie	14
2.2.2.2	Posturální reaktivita	16
2.2.2.3	Anticipační a kompenzační posturální strategie	18
2.3	Biomechanické aspekty posturální kontroly	19
2.4	Vliv stárnutí na posturální kontrolu	21
2.5	Možnosti hodnocení posturální kontroly	22
2.5.1	Klinická testování	22
2.5.2	Přístrojová vyšetření	25
2.5.2.1	Kinematické metody	25
2.5.2.2	Kinetické metody	26
2.5.2.3	Povrchová elektromyografie a další experimentální metody k hodnocení aspektů posturální kontroly.....	27
3	AMPUTACE DOLNÍ KONČETINY.....	29
3.1	Patofyziologické aspekty amputace.....	29
3.1.1	Příčiny amputace.....	29
3.1.1.1	Ischémie končetinových tepen.....	30
3.1.1.2	Trauma	30
3.2	Biomechanické aspekty amputace	31
3.2.1	Výška amputace	31
3.2.1.1	Transtibiální versus transfemorální amputace	32
3.2.2	Stavba protézy dolní končetiny.....	32
3.2.2.1	Stavba transtibiální protézy	33
3.3	Patofyziologické změny v důsledku amputace	36
3.3.1	Syndrom fantomové končetiny	36
3.3.1.1	Fantomové pocity	36
3.3.1.2	Fantomová bolest.....	36
3.3.1.3	Pahýlová bolest	37
3.3.2	Bolesti v jiných částech těla.....	37
3.3.3	Psychické poruchy po amputaci	38
3.4	Neurofyziologické změny v důsledku amputace	38
3.4.1	Neurální reorganizace na úrovni míchy	38
3.4.2	Kortikální reorganizace.....	39
3.4.2.1	Motorický kortex	39
3.4.2.2	Somatosenzorický kortex.....	39
3.4.2.3	Homolaterální kortikální oblasti	40
4	CÍL PRÁCE.....	41
4.1	Vědecké otázky a hypotézy vztahující se k 1. dílčí studii	41
4.2	Vědecká otázka a hypotézy vztahující se k 2. dílčí studii	42
4.3	Otázka vztahující se k 3. dílčí studii	42

5	METODIKA	43
5.1	Charakteristika souboru	43
5.1.1	Charakteristika souboru k 1. dílčí studii	43
5.1.2	Charakteristika souboru ke 2. dílčí studii	44
5.1.3	Charakteristika souboru k 3. dílčí studii	45
5.2	Průběh měření	46
5.2.1	Realizované testy	46
5.2.1.1	Zatížení dolních končetin během stoje	47
5.2.1.2	„Limits of Stability“	48
5.2.1.3	„Motor Control Test“	50
5.2.2	Specifika průběhu měření ve 2. dílčí studii	51
5.2.3	Statistické zpracování dat	51
6	VÝSLEDKY	52
6.1	Výsledky k 1. dílčí studii	52
6.1.1	1. vědecká otázka	52
6.1.2	2. vědecká otázka	62
6.2	Výsledky k 2. dílčí studii	64
6.2.1	3. vědecká otázka	64
6.3	Výsledky k 3. dílčí studii	69
6.3.1	Krátkodobé změny	69
6.3.2	Dlouhodobější změny	71
7	DISKUSE	76
7.1	Posturální chování u amputovaných vzhledem k příčině amputace a u zdravých jedinců	77
7.1.1	Zatížení dolních končetin během stoje	77
7.1.2	„Limits of Stability“	78
7.1.2.1	Traumaticky transtibiálně amputovaní	79
7.1.2.2	Transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny	80
7.1.3	„Motor Control Test“	81
7.1.3.1	Traumaticky transtibiálně amputovaní	81
7.1.3.2	Transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny	82
7.1.4	Rozdíl mezi traumaticky a vaskulárně amputovanými	83
7.2	Vliv věku a doby používání protézy na posturální kontrolu zdravých a amputovaných vzhledem k příčině amputace	84
7.2.1	Vliv věku	84
7.2.2	Vliv doby používání protézy	85
7.3	Volní kontrola pohybu v závislosti na změně nastavení protézy a na směru inklinace	86
7.3.1	Volní kontrola pohybu v závislosti na změně nastavení protézy	86
7.3.2	Volní kontrola pohybu v závislosti na směru inklinace těla	87
7.4	Krátkodobé a dlouhodobější změny v posturální kontrole transtibiálně amputovaných	88
7.4.1	Krátkodobé změny	88
7.4.2	Dlouhodobější změny	89
7.5	Terapeutické ovlivnění posturální kontroly u amputovaných	90
7.5.1	Racionalizace terapie posturální kontroly	90
7.5.2	Konkrétní terapeutická východiska	91
7.6	Limity a výhledy studie	94

8 ZÁVĚRY	95
9 SOUHRN	97
10 SUMMARY	98
11 REFERENČNÍ SEZNAM	99
12 SEZNAM ZKRATEK	114
13 PŘÍLOHY	115
13.1 Výsledky statistického testování.....	115
13.2 Obrázkové přílohy	129

1 ÚVOD

Efektivní realizace aktivit každodenního života jako je stoj, chůze nebo manipulace s předměty je závislá na adekvátní posturální kontrole. Intaktní posturální kontrola je založena na interakci mnohočetných senzomotorických procesů a představuje nezbytný výchozí předpoklad pro realizaci koordinovaného pohybu. U jedinců s insuficiencí na úrovni kteréhokoliv systému participujícího na posturální kontrole je přítomna zhoršená stabilita a s ní související zvýšené riziko pádu. Pády a imobilita v důsledku strachu z pádu mají signifikantní souvislost s morbiditou, traumaty, inaktivitou a depresí. Z těchto důvodů je dopad poruch posturální kontroly enormní jak pro jednotlivce tak i pro společnost a je této problematice věnována značná pozornost odborné veřejnosti.

Kvalita života u jedinců po amputaci dolní končetiny je determinována mnoha faktory jako jsou například věk, komorbidita, úroveň aktivity, doba užívání protézy, příčina a výška amputace, bolestivost pahýlu, nebo motivace. V neposlední řadě se na celkovém komfortu amputovaných podílí i stavba a nastavení jednotlivých protetických komponent.

Studie i klinická praxe opakovaně potvrzují, že osoby po amputaci dolní končetiny mají zhoršenou posturální kontrolu, což se negativně promítá do kvality jejich stoje a chůze. Důvodem je absence části dolní končetiny, která se v intaktním pohybovém systému zapojuje do posturální kontroly synergistickou aktivitou svalů, fyziologickou hybností kloubů a zachovanou senzoricou. Amputace dolní končetiny tak reprezentuje omezení biomechanická, daná konstrukčními vlastnostmi protézy i omezení neurologická, kdy není zajištěna adekvátní kontrola amputované části pro deficit aferentních sensorických informací. Na úrovni celého neuromuskuloskeletního systému amputovaných probíhají adaptační a kompenzační mechanismy, které mohou vyústit v sekundární komplikace dále limitující amputovaného v běžném životě. Negativní dopad těchto mechanismů je možné minimalizovat uceleným analyzováním a popsáním aspektů posturální kontroly u jedinců po amputaci dolní končetiny a následnou aplikací poznatků v praxi.

Aspekty posturální automacie i volního pohybu je možné hodnotit pomocí dynamické počítačové posturografie, která standardizovaným způsobem simuluje podmínky reálného prostředí a nabízí objektivní kvantifikaci naměřených dat.

Předmětem předložené disertační práce je popsání a zhodnocení dílčích volních i mimovolních aspektů posturální kontroly u jedinců s transtibiální amputací zejména s ohledem na příčinu amputace, nastavení protetického chodidla a dobu užívání protézy

pomocí dynamické počítačové posturografie. Rovněž i argumentace výsledků s možnými praktickými východisky.

2 POSTURÁLNÍ KONTROLA

2.1 Vymezení základních pojmů

Težiště (Center of mass – **COM**) – bod, ve kterém je těžiště jednotlivých tělesných segmentů. Vertikální projekce těžiště do opěrné báze se označuje jako center of gravity (**COG**).

Opěrná báze – opěrná báze pro stoj na rovné podložce je definována jako plocha jejíž obvod je dán krajním kontaktem obou chodidel s povrchem (Nashner, 1997).

Postura – charakterizována jako nastavení segmentů těla s ohledem na působení zevních sil, zejména síly tíhové. Jakákoliv postura vyžaduje specifickou polohu v daných kloubech a svalovou sílu k jejímu udržení (Shumway-Cook & Woollacott, 2001; Soderberg, 1997).

Posturální stabilita (významové ekvivalenty vyskytující se v odborných publikacích v tomto kontextu: balance, rovnováha, posturální stabilizace) – teoretický stav, kdy se součet všech sil a výsledný silový moment působící na lidské tělo blíží nule. Stability vertikálně orientované postury je dosaženo za situace, kdy COM je umístěno nad opěrnou bází (Santos, 2010). COM není ve vertikálně orientované postuře udržováno v jednom bodě, ale osciluje kolem něj. Zachování stability je dynamický děj zajištěný svalovou aktivitou a koordinovaný nervovým systémem (Véle, 2006).

Posturální kontrola představuje komplexní proces, kterým centrální nervový systém (CNS) generuje vzorce svalové aktivity k regulaci vztahu mezi těžištěm a opěrnou bází pro udržení, dosažení nebo znovunabytí stabilizované polohy těla v prostoru (Nashner, 1997; Pollock et al., 2000).

Efektivní realizace aktivit každodenního života jako je stoj, chůze, manipulace s předměty atd. je závislá na adekvátní posturální kontrole. Posturální kontrola je proto nezbytným výchozím předpokladem pro realizaci koordinovaného pohybu a vychází z interakce mnohočetných senzomotorických procesů (Horak, 2006; Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

Adekvátní posturální kontrola představuje hlavní předpoklad prevence rizika pádů. Pády a imobilita v důsledku strachu z pádu mají signifikantní souvislost s morbiditou, traumaty, inaktivitou a depresí. Z těchto důvodů je dopad poruch posturální kontroly enormní jak pro jednotlivce tak i pro společnost (Mancini & Horak, 2010; Visser et al., 2008). Proto je právě této problematice v posledních desetiletích věnována značná pozornost odborné veřejnosti.

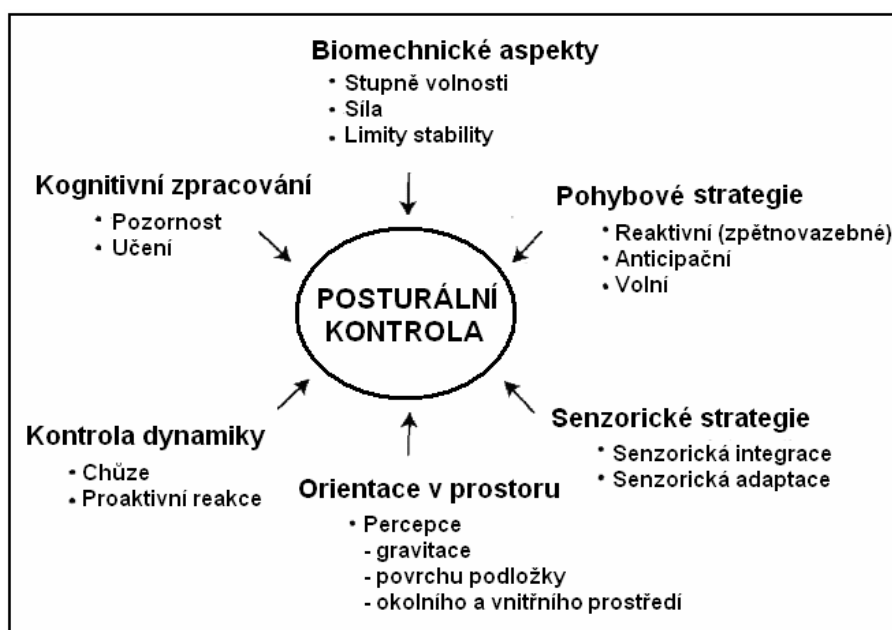
Profesorka Fay Horak popisuje v souhrnném článku (2006) dva základní funkční předpoklady posturální kontroly. Zaprvé se jedná o **orientaci těla v prostoru**, respektive o aktivní nastavení jednotlivých tělesných segmentů a svalového tonu s ohledem na:

- působení gravitace,
- charakter podložky,
- stav okolí pod zrakovou kontrolou,
- stav vnitřního prostředí.

Druhým předpokladem posturální kontroly je koordinace senzomotorických strategií určených ke stabilizaci těžiště těla v průběhu vnitřně i externě vyvolaných nestabilit, které jsou závislé na konečné interpretaci konvergentních sensorických informací CNS ze somatosenzorického, vestibulárního a vizuálního systému – **posturální stabilita**.

Horak (2006) uvádí 6 hlavních aspektů klíčových pro posturální kontrolu (viz obr. 1).

Obr. 1 Dílčí aspekty posturální kontroly (upraveno dle Horak, 2006)



2.2 Senzomotorické strategie posturální kontroly

Posturální kontrola je majoritně zajišťována senzoryckými a pohybovými strategiemi, jejichž charakter je modulován dalšími aspekty uvedenými ve schématu (obr. 1). Senzorické i pohybové strategie jsou vzájemně neodlučitelné, což vhodně odráží v odborné literatuře hojně citovaný termín „senzomotorický“.

2.2.1 Senzorické strategie

K zachování posturální stability jsou nezbytné tzv. senzorycké strategie, které umožňují vnímání polohy těla v prostoru (respektive vnímání polohy COG vzhledem k působení gravitační síly, velikosti opěrné báze a okolnímu prostředí). Percepce polohy je závislá na kombinaci informací z vizuálního, vestibulárního a somatosenzoryckého (proprioceptory, kloubní, tlakové a taktilní receptory) systému (Horak, 1997; Nashner, 1997). Ani jeden z těchto systémů nedokáže izolovaně predikovat polohu COG. Zrak umožňuje hodnotit polohu očí a hlavy ve vztahu k okolním objektům, somatosenzorycký systém poskytuje informace o orientaci tělesných segmentů vůči sobě navzájem a vzhledem k opěrné bázi a vestibulární systém informuje o změnách polohy hlavy vzhledem k působení gravitace. Informace ze všech systémů jsou kontinuálně zpracovávány a navzájem porovnávány k zachování posturální stability. V dobře osvětleném prostředí s pevnou opěrnou bází se zdravý člověk spoléhá nejvíce na informace ze somatosenzoryckých receptorů, následně na informace z vestibulárního systému a nakonec na zrak (Peterka, 2002). Se změnou charakteru prostředí (zhoršené vizuální podmínky, nerovný terén, pohybující se prostředí) se mění i relativní závislost na dílčích senzoryckých systémech (Horak, 1997). Například stoj na nestabilní plošině zvyšuje podíl senzoryckých informací na udržení stability vzhledem k informacím z vizuálního systému a vestibula (Peterka, 2002). Rovněž za situace, kdy se pohybuje okolní prostředí vzhledem ke stojícímu subjektu, se snižuje podíl zraku na posturální kontrole (Mahboobin et al., 2005). Aferentní informace z vizuálního systému naopak vystupují do popředí za situace, kdy je porušena propriocepce (Latash, 1998).

Selekce senzorycké strategie není podmíněna jen změnou externích podmínek. Je také ovlivněna schopností jedince senzorycké informace přijímat a zpracovávat. Permanentní ztráta určitých senzoryckých informací může vést k omezenému rozsahu dostupných pohybových strategií pro posturální kontrolu (Horak, 1997). Absence senzoryckých informací může být současně kompenzována jinými systémy k zachování stability. Například absence

somatosenzorických informací z distálních receptorů dolních končetin může být do určité míry substituována somatosenzorickými informacemi z jiných tělesných segmentů. Dickstein et al. (2003) prokázal, že u pacientů s polyneuropatií dolních končetin vede lehký dotek ruky stabilního povrchu k lepší posturální kontrole. Hlavačka & Horak (2006) prokázali, že deficit propioceptivního čítí u pacientů s polyneuropatií navíc vede ke zvažšené senzitivitě vestibulospinálních drah.

V rámci senzorických strategií pro efektivní posturální kontrolu je nezbytná integrace senzorických informací jejich kontinuální adaptace na měnící se podmínky prostředí.

2.2.2 Pohybové strategie

Vzhledem k vysoce položenému těžišti a relativně malé opěrné bázi je vertikální poloha těla poměrně labilní. Zachování stabilizované polohy je dynamický děj, který představuje aktivní oscilaci těžiště těla kolem rovnovážné polohy tzv. posturální titubace. Pro zachování stability ve vzpřímeném stoji jako prevenci pádu jsou zapotřebí určité korekční pohyby, neboli pohybové strategie.

2.2.2.1 Posturálně pohybové strategie

Pohybové strategie k zachování stabilizované polohy těla jsou realizovány zejména v anteroposteriorním a mediolaterálním směru.

V **anteroposteriorním směru** se rozlišují celkem tři typy strategií:

- 1) **Kotníková strategie** – drobné posturální výchylky jsou korigovány pohybem v kotníku. Jedná se o tzv. model převráceného kyvadla, kdy tělo rotuje kolem kloubů kotníku (Horak, 2006; Nashner, 1997). Tento pohyb je realizován kontrakcí distálních svalů dolních končetin, které generují točivý moment v hlezenních kloubech. Následně dochází ke kontrakci svalů stehna a trupu, čímž se stabilizují klouby kolenní a kyčelní (Nashner, 1997). Sekvence zapojování jednotlivých svalů je disto-proximální. Použití kotníkové strategie vyžaduje zachovanou svalovou sílu a intaktní rozsah pohybu v distálních kloubech dolní končetiny (Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

Kotníková strategie je nejefektivnější při realizaci relativně pomalých posturálních výchylek, za situace, kdy je vertikální projekce těžiště v mezích pevné opěrné báze. Nicméně amplituda a rychlost pohybů COG je v rámci této strategie limitována (Nashner, 1997).

- 2) **Kyčelní strategie** – je využívána v případech, kdy jsou nároky na zachování stability vyšší (například na nerovném terénu, při vyřazení zrakové kontroly, nebo za situace, kdy je opěrná báze užší) a využití kotníkové strategie je již nedostačující. Pohyb těžiště těla je v tomto případě kontrolován vytvořením rychlého pohybu v kyčelních kloubech s protirotací v kotníku (Horak, 2006; Shumway-Cook & Woollacott, 2001). Sekvence zapojování jednotlivých svalů k zachování stability je v tomto případě proximo-distální. Posun COG směrem dozadu je realizován aktivací břišních svalů i předních stehenních svalů a vede k flexi v kyčelních kloubech. Naopak extenze v kyčelních kloubech způsobená aktivitou paraspinálních svalů zad a svalů zadní strany stehů vede ke změně polohy COG směrem dopředu (Nashner, 1997).
- 3) **Kroková pohybová strategie** – je využita v případě, že jsou již požadavky na bilanci příliš vysoké a k jejímu zachování nestačí kotníková ani kyčelní strategie. K udržení vzpřímené polohy je zapotřebí udělat krok (Shumway-Cook & Woollacott, 2001). Tato strategie je využívána v případě, že se COG dostane za hranice vymezené opěrnou bází (Nashner, 1997). Kroková strategie je preferenčně využívána staršími lidmi a jedinci s poruchou stability.

V reálných podmínkách se zpravidla vyskytuje kombinace všech uvedených strategií ke znovunabytí stability. Selektce adekvátní strategie vychází z fyziologických možností daného jedince, zejména z jeho „biomechanických předpokladů“ a z kvality senzorních informací, které jsou k dispozici nervovému systému (Horak et al., 1997). Například pacienti s kompletní insuficiencí vestibulárního aparátu nebo pokročilou Parkinsonovou chorobou nejsou schopni efektivně využít strategii kyčelní (Colnat-Coulbois et al., 2011; Horak et al., 1990), naopak pacienti s periferní neuropatií dolních končetin využívají více kyčelní strategii (Mueller et al., 1994). Navíc i volba odpovídající pohybové strategie je závislá na charakteru vnějšího prostředí, na fyziologických možnostech daného jedince, na jeho očekáváních, cílech a předešlé zkušenosti (Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

Stabilita v **mediolaterálním směru** je zajišťována zejména kyčelní strategií. Primárně je zachování stability mediolaterálně realizováno laterálním pohybem pánve aktivací abduktorů stejné dolní končetiny a adduktorů končetiny kontralaterální. Následuje pohyb v kotníku stejně jako aktivita svalů kolem něj. Mediolaterální stabilita je na rozdíl stability

v anteroposteriorním směru zajišťována proximodistálně (Horak & Nashner, 1986; Winter, 1993).

Posturální pohybové strategie ke kontrole balance jsou realizovány mimovolně (**automatické posturální reakce**) nebo **volně** a jsou využívány pro **anticipační** (přednastavení tělesných segmentů k prevenci pádu s ohledem na velikost právě přicházejícího destabilizujícího podnětu) nebo **zpětnovazebné reakce** (ve smyslu posturální reakce na již vzniklý stimul).

2.2.2.2 Posturální reaktivita

a) Automatické posturální reakce

Pokud je iniciován pohyb externím stimulem, je okamžitá posturální odpověď na něj definována jako automatická posturální reakce (Horak, 1997; Nashner, 1997). Tato reakce má latenci delší než napínací reflex (40-50 milisekund), ale kratší než volní pohyb (180-250 milisekund) (Nashner & Cordo, 1982). V rámci automatické posturální reakce se počátek svalové aktivity objevuje během 90-100 milisekund (Horak et al., 1990). Konečný komplexní vzorec aktivace svalů je závislý na směru působení stimulu a je poměrně stereotypní (Horak et al., 1990; Moore et al., 1988).

Automatická posturální koordinace je flexibilní a vztahuje se na konkrétní úkol v daném kontextu založeném na sensorických informacích specifických pro každou podmínku. Svalové synergie, které jsou aktivovány jako odpověď na externí stimul, záleží na iniciální poloze těla (Macpherson et al., 1989; Horak & Moore, 1993), charakteru podložky (Schieppati, M., & Nardone, 1991) a umístění a charakteru sensorického stimulu vyvolávající odpověď (Diener et al., 1988).

Pokud je stejný stimul opakován, dochází ke snížení velikosti posturální odpovědi a snižuje se i čas potřebný ke znovunabytí stability (Bierbaum et al., 2011).

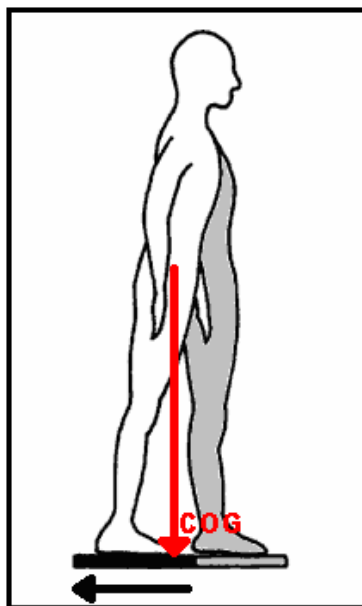
Automatická posturální reakce může být vyvolána pouze lokálním somatosenzorickým impulzem z chodidel a distálních kloubů dolní končetiny, ale také receptory kolenního nebo kyčelního kloubu a trupu (Bloem et al., 2000; Horak et al., 1990). Reakce je rovněž závislá na informacích z vizuálního a vestibulárního systému a na dalších somatosenzorických podnětech (Bierbaum et al., 2011; Timmann et al., 1994). Její směr a amplituda jsou determinovány charakterem aferentního impulzu (Diener et al., 1988; Horak & Nashner, 1986). Studie poukazují, že posturální reakce jsou navíc modifikovány minulou zkušeností

nebo předešlým varováním jedince (Bierbaum et al., 2011; Weerdesteyn et al., 2007). Tato skutečnost, společně s faktem, že automatické reakce mají vyšší latenci než spinální reflexy, podporují předpoklad, že jsou automatické posturální reakce modulovány supraspinálními nervovými centry a jsou relativně nezávislé na pacientově vůli (Jacobs & Horak, 2007; Mochizuki et al., 2009; Nashner, 1997; Weerdesteyn et al., 2007).

Patologické a patofyziologické změny nervového systému vedou ke zvýšené latenci posturálních odpovědí, která představuje riziko pádu. Jedná se o změny ve smyslu sníženého přijímání aferentních periferních informací (např. periferní neuropatie), zpomaleného vedení impulzů v páteřní míše (např. roztroušená skleróza), zhoršeného centrálního zpracování senzorických informací (např. cévní mozková příhoda) nebo jejich kombinací (např. v důsledku stárnutí) (Cameron et al., 2008; Marigold & Eng, 2006; Rao & Aurin, 2006). Nicméně prodloužená latence reakce může být kompenzována zvýšenou amplitudou velikosti posturální reakce (Cameron et al., 2008; Horak, 1997). Konečná reakce na externí stimul je tedy rovněž závislá na dalších kompenzačních a adaptačních mechanismech.

Jednou z nejčastějších modelových situací, která slouží k hodnocení efektivity automatických posturálních reakcí, je využití translace podložky (Nashner, 1997; Vanicek, 2009). Jedná se o externí podnět, který se v reálných podmínkách běžného života vyskytuje například během prudkého zastavení dopravního prostředku. Během translace podložky dojde k narušení rovnováhy, změní se poloha COG vůči opěrné bázi a v rámci automatické posturální reakce dojde k znovuobnovení balance návratem COG zpět do středu opěrné báze (viz obr. 2).

Obr. 2 Změna polohy COG vůči opěrné bázi během translace podložky směrem dozadu (upraveno dle Nashner, 1997)



b) Volní posturální pohyby

Volní kontrole stability těla v prostoru předchází korekce postury v rámci automatických posturálních reakcí (Nashner & Cardo, 1982; Weeredesteyn et al., 2007). Anticipační automatické posturální pohyby minimalizují disturbance a nabízejí tak stabilní bázi pro volní aktivitu (Nashner & Cardo, 1982).

Volní posturální pohyby se mohou vyskytnout za přítomnosti/absence externího stimulu a variace vzorců jejich realizace je prakticky neomezená. Pokud je volní pohyb vyvolán externím stimulem, je jeho latence cca 150 milisekund nebo více, v závislosti na zkušenosti a praxi jedince a na komplexnosti nezbytných pohybů (Nashner, 1997). Vzorec svalové aktivity u volních posturálních výchylek může mít časoprostorovou organizaci podobnou té, která se vyskytuje v automatických posturálních odpovědích. I přesto, že jsou volní pohyby pomalejší, mohou být dostatečně rychlé, aby byly efektivní v prevenci pádů u pacientů, u kterých je zvýšená latence podmíněná senzoryckou ztrátou (Nashner et al., 1982).

2.2.2.3 Anticipační a kompenzační posturální strategie

Anticipační posturální strategie předchází reakci na externí stimul i volnímu pohybu aktivací svalů končetin a trupu jako kompenzace nadcházejících destabilizačních sil k udržení stability (Santos et al., 2010; Shumway-Cook & Woollacott, 2001). Aby mohla být anticipační strategie realizována, musí být podnět očekáván (Alexei et al., 2005). Naopak

kompenzační posturální strategie představují mechanismus k obnově výchozí polohy těžiště těla až následně po destabilizujícím impulzu (Santos et al., 2010). Charakter anticipační strategie vychází zejména z předešlé zkušenosti, zatímco kompenzační strategie jsou iniciovány senzoricou zpětnovazebnou informací o směru a intenzitě působící síly (Alexandrov et al., 2005; Horak & Nashner, 1986; Shumway-Cook & Woollacott, 2001). Santos et al. (2010) ve své studii prokázali, že čím větší je svalová aktivita v rámci anticipačních strategií, tím menší je během strategií kompenzačních a naopak. Obě tyto strategie tedy spolu úzce souvisí.

Posturální reakce i pohybové strategie k dosažení stability nejsou výsledkem stereotypních reflexů, ale vyvíjejí se v rámci fyziologických možností daného jedince s ohledem na podmínky prostředí, předešlou zkušenost a charakter realizované aktivity.

2.3 Biomechanické aspekty posturální kontroly

Z biomechanického pohledu je hlavním faktorem promítajícím se do posturální kontroly (respektive posturální stability) velikost a kvalita opěrné báze (Nashner, 1990). Jakákoliv omezení v produkci síly, rozsahu pohybu, bolesti nebo kontrole pohybu chodidel mají vliv na zhoršenou bilanci v prostoru.

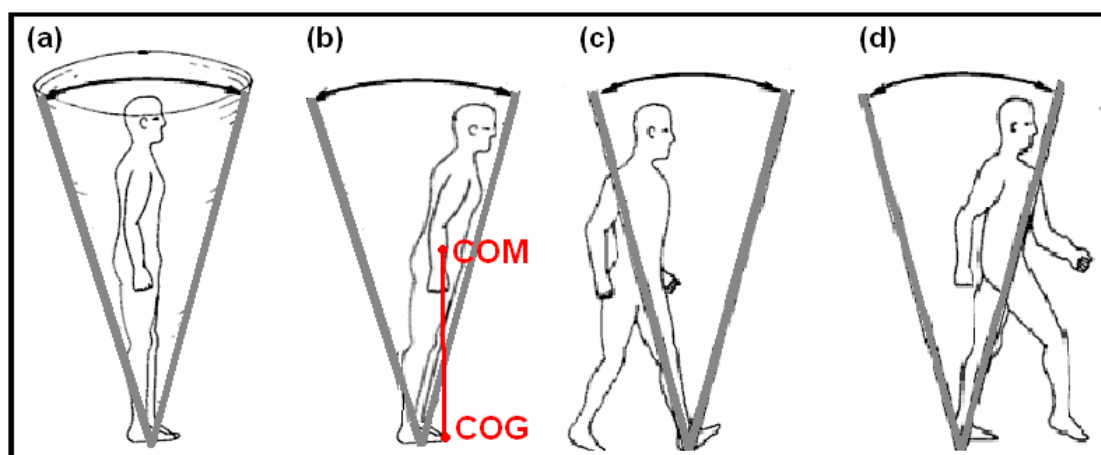
Jedním z nejdůležitějších biomechanických aspektů je kontrola pohybu těžiště těla vzhledem k opěrné bázi – **tzv. limity stability (LOS)** (Shumway-Cook & Woollacott, 2001; Horak, 2006, Nashner, 1997). Limity stability jsou definovány jako maximální úhlová inklinace těžiště těla od vertikály, bez změny charakteru opěrné báze aniž by bylo zapotřebí vykročit/ukročit nebo aby došlo k pádu (Horak, 2006; Juras et al., 2008; Melzer et al., 2004, Nashner, 1997). Ke koordinaci pohybu COG v mezích opěrné báze je zapotřebí adekvátní svalová síla, dostatečný rozsah pohybu v hlezenních kloubech, intaktní příjem periferních senzoricých informací a jejich následné zpracování CNS. Aby jedinec nebyl během stoje vystaven riziku pádu, musí umět dostatečně efektivně koordinovat změnu polohu COG v rámci celé opěrné báze. Pokud jsou přítomny muskuloskeletní abnormality (např. snížená svalová síla nebo omezený rozsah pohybu v kotníku) nebo senzorický deficit, jsou LOS sníženy (Bakirhan et al., 2009; Colné et al., 2008; Girardy et al., 2001; Horak, 2006; Mancini et al., 2008; Melzer et al., 2009).

Exkurze COG jsou přibližně stejné nezávisle na volené pohybové strategii (kotníková, kyčelní, nebo kombinace obou) (Nashner, 1997).

Velikost limitů stability záleží na umístění chodidel a charakteru opěrné báze. V prostoru mají limity stability tvar konu (viz obr. 3), jehož obvod má tvar elipsy. V anteroposteriorním směru je maximální úhlová inklinace těla z nejzazší pozice vpředu k nejzazší poloze vzadu $12,5^\circ$. Anteroposteriorní limity stability jsou přibližně stejné pro lidi různých výšek (Duncan et al., 1990). Laterální limity stability jsou závislé na výšce jedince a jsou relativní vzhledem k šířce opěrné báze. Čím vyšší je jedinec, tím širší opěrnou bázi potřebuje k dosažení daného úhlu limitů stability (Nashner, 1997).

Velikost konu limitů stability zůstává stejná ve stoji i během funkčních aktivit jako je například chůze (viz obr. 3). Limity stability tak reflektují schopnost přemístění COG, která je nezbytná pro funkční aktivity realizované ve vzpřímené pozici těla (Juras et al., 2008; Melzer et al., 2004).

Obr. 3 Konus limitů stability (a) elipsovitý tvar konu, (b) maximální inklinace těla anteriorně (projekce COG v mezích opěrné báze), (c,d) limity stability během krokového cyklu (upraveno dle Nashner, 1997)



Velikost limitů stability je rovněž determinována rychlostí pohybu COG. Pokud není posun COG příliš rychlý, je gravitační síla jedinou destabilizační silou působící na objekt, která musí být překonána, aby mohl být pohyb COG v rámci LOS realizován v plném rozsahu.

2.4 Vliv stárnutí na posturální kontrolu

Se zvyšujícím se věkem stoupá v důsledku patofyziologických a patologických změn dílčích subsystémů posturální kontroly riziko poruch balance a s ním související pády (Horak, 1989; Toledo & Barela, 2010). Pády u starší populace jsou jednou z nejčastějších příčin mortality a morbidit. U starších jedinců jsou pády způsobeny většinou mnoha vzájemně souvisejícími faktory, které zahrnují jak vliv okolního prostředí (osvětlení, stabilita povrchu atd.), tak i faktory vnitřní. Z vnitřních faktorů se jedná o fyziologické (např. hypotenze), muskuloskeletální (např. artritida nosných kloubů, snížená pohybová aktivita, redukce svalové hmoty) nebo psychosociální faktory (např. deprese, strach z pádu) (Shumway-Cook & Woollacott, 2001). Na úrovni pohybového systému dochází k úbytku svalové síly, sníženému rozsahu pohybů a k degenerativním změnám nervového systému (Shumway-Cook & Woollacott, 2001). Tyto změny vedou dále například k alterovanému časoprostorovému zapojování svalů, snížené schopnosti adaptace na měnící se podmínky prostředí a insuficientní senzorce. Senioři mají zhoršený zrak, deficit přijímání aferentních informací z vestibulárního aparátu a nižší taktilní i proprioceptivní citlivost (Shumway-Cook & Woollacott, 2001; Toledo & Barela, 2010).

Snížená posturální kontrola se v důsledku stárnutí u jedinců bez neurologické poruchy projevuje zvýšenými posturálními výchylkami během klidného stoje při otevřených a zavřených očích i za situace, kdy jsou alterovány somatosenzorické informace (Abrahamová & Hlavačka, 2007; Horak et al., 1992; Shumway-Cook & Woollacott, 2001). Zvyšující se exkurze posturálních výchylek představují riziko pádu u seniorů (Ferne et al., 1982). Nicméně hodnocení efektivity posturální kontroly pouze ve vzpřímeném stoji není dostatečně průkazné. Například u pacientů Parkinsonovou chorobou nejsou posturální titubace v bipedálním stoji s otevřenýma očima zvýšené (Horak et al., 1992). Studie se proto v současné době zaměřují na hodnocení balance za dynamických podmínek.

Jako reakci na externí stimul (pohyb podložky) využívají senioři k vyrovnání stability více kyčelní strategii na rozdíl od mladých lidí, kteří preferují za stejné situace strategii kotníkovou (Liaw et al., 2009; Toledo & Brela, 2010). Rovněž je u seniorů míra posturální odpovědi na rychlý pohyb plošiny menší ve srovnání s mladými subjekty (Shumway-Cook & Woollacott, 2001) a dochází u nich během reakce ke zvýšené koaktivaci antagonistických svalů kolem kotníku (Nagai et al., 2011; Shumway-Cook & Woollacott, 2001). Důvodem může být svalová slabost, snížená senzitivita receptorů hlezenního kloubu nebo omezený

rozsah pohybu v hlezenných kloubech. Automatické posturální reakce na zevní stimul mají u starších jedinců vzhledem k neurodegenerativním změnám prodloužené latence ve srovnání s mladými subjekty (Liaw et al., 2009; Shumway.Cook & Woollacott, 2001; Tucker et al., 1989). Zvýšená latence je zřejmá i v případě anticipačních posturálních strategií a volných pohybů (Shumway-Cook & Woollacott, 2001; Sparto et al., 2008).

Studie dále prokazují, že v důsledků stárnutí se snižují i funkční limity stability (Melzer et al., 2009). Zvýšená nestabilita starších jedinců se rovněž více projeví za zhoršených vizuálních podmínek nebo za situací, které vyžadují navíc i zapojení volní kognitivní složky (tzv. „dual-tasks“) (Priest et al., 2008).

2.5 Možnosti hodnocení posturální kontroly

Porozumění dílčím systémům uplatňujících se během posturální kontroly (viz kapitola 1) a jejich rozdílnému podílu na komplexním posturálním chování umožňuje objektivně analyzovat určitou poruchu stability. Je zřejmé, že poškození různých systémů vede v daném kontextu ke specifickým instabilitám. Což znamená, že například jedinec, který není schopen využít informace z vestibulárního systému, bude ohrožen rizikem pádu ve tmě na nestabilním povrchu, zatímco jedinec, který využívá krokovou strategii ke kontrole balance, bude nestabilní, pokud bude muset balancovat s chodidly na místě např. při stoji na úzké úseči.

Neexistuje výhradní testovací situace, jak klinická tak i experimentální, která by hodnotila zároveň všechny komponenty, které se na kontrole posturální stability podílejí (Horak, 2006). Kvantifikace pouze jednoho aspektu posturální kontroly, i přesto, že může být velmi prospěšná, nemůže plně predikovat funkční schopnost balance. Důvodem je, že konečná podoba pohybového projevu záleží také na kompenzačních strategiích, které jedinec využívá, aby dosáhl stability pro daný úkol (Horak, 2006).

Je tedy zřejmé, že testy verifikující změny posturální kontroly by měly být komplexní a dostatečně náročné a měly by postihovat co nejvíce aspektů uvedených v předešlých kapitolách.

2.5.1 Klinická testování

Nejjednodušší vyšetření posturální kontroly v klinické praxi představuje vizuální hodnocení postavení jednotlivých tělesných segmentů pacienta za statických i dynamických podmínek. Strategie posturální stabilizace během stoje je možné velmi jednoduše ozřejmit

vizuálním zhodnocením šířky opěrné báze nebo velikosti posturálních titubací a jejich směru. Je možné rovněž odhadnout, kterou pohybovou strategii pacient více využívá (kotníkovou, kyčelní, krokovou) nebo jestli současně zapojuje i horní končetiny k udržení balance. Stabilizace v průběhu stoje se testuje během alterovaných senzoričtých podmínek (zavřené oči, stoj na molitanu) nebo změnou charakteru opěrné báze (stoj v tandemu, stoj na jedné noze). Je možné testovat i jak efektivně je pacient schopen reagovat na zevní stimul aplikovaný terapeutem v různých směrech (reaktivní strategie), popřípadě zda je schopen rychle zvednout těžký předmět aniž by došlo k pádu (vypovídá o efektivitě anticipačních strategií) (Shumway-Cook & Woollacott, 2001). Tato vyšetření nabízejí cenné, rychlé informace zejména terapeutům. Jejich výhodou je jednoduchost provedení většinou bez nutnosti dalších pomůcek. Nevýhodou v širším kontextu hodnocení aspektů balance je fakt, že se jedná o vyšetření pouze orientační.

Další kategorii tvoří funkční testy u nichž byla prokázána vysoká reliabilita a validita detekce rizika pádu zejména u starší populace. Realizace těchto testů je poměrně přesně specifikována a na základě výsledků lze určit, zda jsou výsledné hodnoty v normě či nikoliv. Výhodou těchto testů je, že jsou jednoduše proveditelné, k jejich realizaci jsou využívány běžně dostupné pomůcky a ve srovnání s přístrojovými metodami nejsou tolik finančně a časově náročné. Nevýhodou je ve většině případů nemožnost určit, která konkrétní komponenta posturální kontroly je afektována. Nevýhodou dále zůstává, že hodnocení výsledků klinického funkčního testování je často zatíženo subjektivní chybou vyšetřujícího. Rovněž jsou tyto testy nevhodné k posouzení mírného zlepšení/zhoršení balance (Mancini & Horak, 2010)

Příklady nejvyužívanějších klinických funkčních testů k hodnocení posturální kontroly (Mancini & Horak, 2010; Shumway-Cook & Woollacott, 2001):

a) Testování založené na hodnocení jednoho úkolu

Jedná se o dynamické funkční testy k hodnocení balance během provedení konkrétního pohybového úkolu.

- ❖ Stoj na jedné noze při otevřených očích – nejstarší uváděný test k posouzení stability (Mancini & Horak, 2010). Pokud stoj netrvá déle než 5 s existuje zvýšené riziko pádu.
- ❖ *Functional Reach Test* – test funkčního dosahu. Jedná se o klinickou alternativu posouzení limitů stability. Test hodnotí maximální dosaženou vzdálenost horní končetinou

- z vertikálně orientované postury. Výsledná hodnota představuje vzdálenost, kterou dosáhne jedinec nataženou paží (v 90° ventrální flexi) směrem dopředu, aniž by udělal krok. Dosažená vzdálenost nižší než 15 cm představuje riziko pádu (Duncan et al., 1990).
- ❖ *Multidirectional Reach* – alternativa testu funkčního dosahu. Hodnotí funkční dosah nejen směrem dopředu, ale i laterálně a dozadu).
 - ❖ *Star Excursion Balance Test* – v klinické praxi méně užívaná alternativa limitů stability. Testovaný jedinec se snaží dosáhnout vykročením předem daným směrem co nejdál jednou dolní končetinou, zatímco druhá dolní končetina zůstává na místě (Clark et al., 2010).
 - ❖ *Timed Up and Go Test (TUG)* – hodnotí proaktivní a anticipační aspekty posturální kontroly. Realizace testu je následující: pacient vstane ze židle, ujde 3 metry, otočí se, jde zpět a na židli se posadí. Hodnoceným parametrem je čas provedení (Mathias et al., 1986). Test je senzitivní a specifický k predikci pádů u starší populace (Shumaway-Cook et al., 2000). Pokud je test realizován za 13,5 s a déle, má hodnocený jedinec vysokou pravděpodobnost pádu. K tomuto testu je možné přidat ještě kognitivní nebo manuální úkol například počítání pozpátku nebo nesení sklenice s vodou.

b) Komplexní testování více úkolů

- ❖ *Bergova balanční škála* – široce rozšířená komplexní testovací baterie balance, která již posuzuje více aspektů posturální kontroly. Je hodnoceno provedení celkem 14ti funkčně orientovaných úkolů (například stoj na jedné dolní končetině, zvednutí předmětu z podlahy, otočku, funkční dosah dopředu a další). Na škále 0 – 4 se body hodnotí kvalitativní provedení dílčích testů a výsledné skóre vypovídá o riziku pádu zejména u starších jedinců (Shumway-Cook & Woollacott, 2001). Nevýhodou testu je jeho nízká senzitivita (Mancini & Horak, 2010).
- ❖ *Performance Oriented Mobility Assessment* – na základě rychlosti provedení 16ti úkonů je hodnocena stabilita během sedu, vstávání, stoje a jeho alterací (stoj o úzké bázi a stoj se zavřenýma očima) i během chůze (symetričnost, délka kroku, stabilita trupu a další).
- ❖ *Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale* – test, kdy pacient sám subjektivně hodnotí míru posturální jistoty během každodenních aktivit. Pacienti udávají na stupnici 0-100, jak se cítí bezpečně např. při chůzi po schodech, nastoupení/vystoupení z auta a další.
- ❖ *Clinical Test for Sensory Interaction in Balance (CTSIB)* – test evaluuje schopnost udržet stabilitu během 6ti různých senzoryckých podmínek, které eliminují nebo alterují

senzorický vstup z vizuálního, vestibulárního a sensorického systému. Hodnotí se, zda je jedinec schopen absolvovat všech 6 dílčích testů po dobu minimálně 30 s, aniž by došlo k pádu. Z výsledků vyplývá, který sensorický systém je insuficientní a do jaké míry je jedinec schopen se na případný deficit adaptovat a kompenzovat jej.

- ❖ *Balance Evaluation Systems Test (BESTest)* – systémový test, který hodnotí všechny aspekty posturální kontroly (viz obr. 1) (Horak, 2009). Jako jediný z klinických testů zahrnuje i vyšetření posturální reaktivity na externí podnět (Mancini & Horak, 2010). Celkem 36 dílčích úkolů v 6ti podskupinách je inspirováno většinou testů z výše uvedených škál (CTSIB, TUG, Bergova balanční škála, Test funkčního dosahu).

Funkční testy nenabízí, na rozdíl od přístrojového vyšetření, detailnější analýzu pohybu a možnost identifikace insuficientních specifických neuronálních nebo muskuloskeletních subsystémů posturální kontroly.

2.5.2 Přístrojová vyšetření

Nevýhodami funkčních klinických testů oproti přístrojovému vyšetření jsou: variabilita realizace testu (provedení testu se mění v závislosti na čase a rovněž v závislosti na vyšetřujícím), subjektivita hodnocení a nízká senzitivita k malým změnám (Mancini & Horak, 2010). Nevýhodou přístrojových vyšetřovacích metod je zejména jejich vysoká pořizovací cena, časová a v mnoha případech rovněž prostorová náročnost realizace vyšetření.

Aspekty posturální kontroly pomocí přístrojových metod nejčastěji hodnotí působení a produkci sil (metody kinetické), časoprostorové charakteristiky pohybu (metody kinematické) a neurální mechanismy (například elektromyografie, funkční magnetická rezonance, elektroencefalografie). Kinetické a kinematické metody v rámci hodnocení efektivity posturální kontroly snímají zejména velikost posturálních titubací sledovaného jedince během měnících se podmínek vnitřního a vnějšího prostředí a jak se porušení stability odrazí v konečném pohybovém projevu. Pomocí metod, které snímají neurální aktivitu, je možné posoudit, které lokality a mechanismy na úrovni nervového systému mají souvislost s alterovanou posturální kontrolou.

2.5.2.1 Kinematické metody

Kinematické metody posuzují pohyb člověka z hlediska změny polohy jednotlivých tělesných segmentů vůči sobě nebo vzhledem k předem definovaným bodům/osám v čase.

Výstupními parametry jsou základní kinematické veličiny (dráha/úhel, rychlost a čas) a veličiny z nich odvozené. Z kinematických metod se v současné době k hodnocení míry posturálních titubací hojně využívá akcelerometrie. Tato metoda posuzuje velikost a směr zrychlení (popřípadě i amplitudu a frekvenci pohybu) jednoho nebo více definovaných bodů na lidském těle. Nejčastěji se jedná o bod v oblasti třetího lumbálního obratle, který nejvíce koresponduje s těžištěm těla (O'Sullivan et al., 2009; McGregor, 2011). Výsledky studie O'Sullivan et al. (2009) poukazují na vysokou korelaci mezi výsledky akcelerometrie a klinickými testy (Bergovou balanční škálou a Timed up and Go testem). Nespornou výhodou akcelerometrie je relativně nízká pořizovací cena a možnost jejího použití v běžné klinické praxi i pro dlouhodobá (několikadenní) měření. Z kinematických metod se k determinaci poruch balance méně často využívají poměrně sofistikované a technologicky náročné optoelektrické systémy (například systém Vicon[®]), pomocí nichž je možné zhodnotit charakter posturálních strategií (Van Daele et al., 2007).

2.5.2.2 Kinetické metody

Kinetické analýzy hodnotí pohyb z hlediska sil, které jej způsobují. Většinou se zabývají externími silami a tlaky, které působí na člověka přímým kontaktem s podložkou nebo objektem a interními silami svalů, ligament, kostí a kloubů (Caldwell, et al., 2004).

Síla, kterou působí podložka na objekt, se označuje jako reakční síla podložky. Vektor reakční síly podložky je trojdimenzionální a skládá se z komponenty vertikální, mediolaterální a anteroposteriorní (Winter, 2005). Tento silový vektor je součtem všech sil působících na podložku a jeho počátek se označuje se jako center of pressure (COP) (Caldwell, et al., 2004). COP tak představuje vážený průměr všech tlaků působících na podložku a jedná se o základní parametr, jehož charakteristiky se hodnotí při posuzování posturální stability.

V důsledku posturálních titubací se poloha COP mění v čase. Pro hodnocení míry efektivity balance se nejčastěji pracuje s amplitudou, frekvencí a rychlostí pohybu COP. Tyto parametry je možné změřit pomocí silových plošin. Využití silových plošin tak umožňuje vyšetřujícímu získat detailnější analýzu posturálních titubací pacienta.

Pomocí silových plošin je možné získat data o míře posturálních výchylek během stoje na statické plošině (statická posturografie) nebo během stoje na pohyblivé plošině (dynamická posturografie).

Dynamická počítačová posturografie

V systému dynamické počítačové posturografie je integrována silová plošina. Počítačová dynamická posturografie představuje kvantitativní metodu k vyšetření balance během různých úkolů, které simulují aktivity každodenního života. První komerčně dostupný testovací systém byl vytvořen firmou NeuroCom® International, Inc. v roce 1986 na podkladě výzkumů profesora Nashnera a dalších výzkumníků zabývajících se hodnocením aspektů posturální kontroly. Od roku 2001 je posturograf firmy NeuroCom jako první v České republice v přístrojovém vybavení Kineziologické laboratoře ve Fakultní nemocnici Olomouc.

Dílčí situace testované na posturografu (NeuroCom) jsou koncipovány tak, aby detekovaly hlavní senzorké, pohybové a biomechanické komponenty podílející se na bilanci a analyzovaly, jak efektivně je pacient schopen jednotlivé komponenty k zachování balance využít. Prostřednictvím dat zpracovaných ze silové plošiny se v rámci výstupních parametrů hodnotí za předem definovaných standardizovaných podmínek například amplituda, rychlost a směr exkurzí COP, trajektorie pohybů COP, velikost silových impulzů nebo rychlost automatických i volných reakcí. Výsledné hodnoty z jednotlivých testovaných situací jsou ve většině případů vyjádřeny relativně vzhledem k pacientově výšce, hmotnosti nebo věku a data jsou dále porovnávána s normativními hodnotami zdravých jedinců příslušné věkové kategorie. V rámci klinického využití posturografu je tak okamžitě zřejmé, který systém posturální kontroly je insuficientní. Výsledné protokoly a analýzy dat jsou založeny na modelu postury člověka vycházejícího z výzkumů zabývajících se normální a abnormální bilanci (Nashner, 1997).

Snímací plocha posturografu je složena ze dvou silových plošin, každá o velikosti 23 x 46 cm. Duální silová plošina obsahuje celkem pět silových senzorů. Čtyři jsou po jednom umístěny v každém kvadrantu plošiny a pátý senzor je umístěn ve středu plošiny. Sensory plošin snímají vertikální složku reakční síly. Referenční bod pro výpočet míry titubací představuje tzv. elektrický nulový bod ve středu duální silové plošiny. Do tohoto bodu se během stoje musí promítat COP. Proto je poloha chodidel na silové plošině během vyšetření přesně definována. Silová plošina se může pohybovat horizontálně směrem dopředu a dozadu nebo může stejnými směry i rotovat (Operator's manual, 2001).

2.5.2.3 Povrchová elektromyografie a další experimentální metody k hodnocení aspektů posturální kontroly

Další významnou metodu, která se využívá k hodnocení efektivity posturální kontroly, představuje elektromyografie, nejčastěji potom elektromyografie povrchová. Jedná se

o metodu, která prostřednictvím snímání sumace akčních potenciálů svalů z povrchu kůže nabízí zhodnocení míry aktivace svalů. Prostřednictvím povrchové elektromyografie je možné určit, které konkrétní svaly se aktivují během dané činnosti, v jakém pořadí, popřípadě i stanovit latenci jejich aktivace.

Mezi dalšími metodami jsou dále uvedeny ty, které jsou v literatuře popsány pro hodnocení míry aktivace neurálních oblastí během posturální kontroly. Jedná se například o funkční magnetickou rezonanci, která umožňuje detekovat na základě změny průtoku krve míru aktivace supraspinálních oblastí v závislosti na určité činnosti. Aktivaci kortikálních oblastí v souvislosti s posturální kontrolou hodnotili například Zwergal et al. (2010), nebo Liu et al. (2008). Dále elektroencefalografie, kterou ve své studii k posouzení posturální kontroly využili například Jacobs et al. (2008).

3 AMPUTACE DOLNÍ KONČETINY

K amputaci končetiny se přistupuje většinou v okamžiku, kdy selhaly předešlé léčebné postupy a prioritou je záchrana lidského života. Vzhledem ke stále se zdokonalujícím léčebným technologiím klesá i celkový počet amputací. V případech, kdy je již amputace nevyhnutelná, je preferována amputace co nejdálších segmentů, pro maximalizaci funkce postižené končetiny.

Amputace dolní končetiny představuje situaci, kdy se jedinec musí adaptovat na absenci části končetiny a popřípadě i na její protetickou náhradu. V případech, kdy stav amputovaného umožňuje využívání protézy dolní končetiny, musí si tento jedinec vytvořit náhradní kompenzační mechanismy v rámci posturální kontroly k udržení stability během stoje, chůze a dalších funkčních aktivit realizovaných ve vertikálně orientované postuře.

Je zřejmé, že amputace dolní končetiny vede k narušené senzomotorické integraci z amputované části. Mění se strategie posturální kontroly, která se odráží ve zhoršené stabilitě při stoji i během alterované chůze. Studie opakovaně prokazují, že u amputovaných jsou poměrně časté pády (Isakov, 1992; Viton et al., 2000). Do kvality posturální kontroly a následně do kvality života u amputovaných se promítá celá řada faktorů. Jedná se o faktory:

- patofyziologické,
- biomechanické,
- neurofyziologické.

3.1 Patofyziologické aspekty amputace

3.1.1 Příčiny amputace

Amputace dolní končetiny představuje ve většině případů život zachraňující operační výkon zejména pro pacienty s pokročilou kritickou ischemií dolních končetin, u kterých nebyla úspěšná předešlá léčba. Další významnou skupinu tvoří pacienti s agresivní diabetickou infekcí nohy a/nebo gangrénou, dále ti s rozsáhlými bérčovými vředy, popřípadě jedinci u nichž je příčinou rozsáhlé trauma dolní končetiny nebo tumor (Tisi & Callam, 2006). Příčinou amputace dolní končetiny je v 87 % všech případů ischemie končetinových tepen (ICHDK), u 4 % je příčinou amputace trauma, u 2 % infekce, u 2 % tumory a vrozené a získané vady představují zbylých 5 % (Birgusová, 2007).

Nejčastěji jsou amputace indikovány pro trauma nebo z důvodu vaskulární patologie.

3.1.1.1 Ischémie končetinových tepen

ICHDK je jednou z klinických manifestací systémové aterosklerózy a její výskyt stoupá s věkem (Indráková, 2010). U ICHDK jsou amputace indikovány v případech, kdy progresi gangrény již není možné řešit konzervativně, kdy je septická reakce nezvládnutelná léčbou antibiotiky, nebo kdy klidové bolesti neutiší běžná analgetika. Dále za situace, kdy není možná cévní rekonstrukce nebo angioplastika (Indráková, 2010). ICHDK se často vyskytuje jako jedna ze závažných chronických komplikací diabetu 2. typu.

Prevalence a incidence diabetu za posledních 20 let stoupá ve vyspělých i rozvojových zemích. V roce 1995 byla průměrná prevalence diabetu ve světě 4 % dospělé populace, v roce 2025 se předpokládá zvýšení na 5,4 %. Naprostá většina dospělých diabetiků s diabetem 2. typu je starších 65 let (Perušičová, 2004). Hlavní příčinou manifestace a progresu chronických diabetických komplikací, mezi které kromě ICHDK patří například i infarkt myokardu, cévní mozková příhoda, retinopatie nebo neuropatické komplikace, je zvýšená hladina krevního cukru (Perušičová, 2001).

Frekvence amputací se u ICHDK celosvětově udává 120 až 150 případů na 1 milion obyvatel ročně (Činčura, 2007). Počet amputací je 10krát vyšší u pacientů diabetiků s ICHDK než u pacientů bez diabetu (Skalická, 2011). V posledních 10 letech došlo k poklesu amputací u nemocných s kritickou ICHDK až o jednu třetinu jak u pacientů s diabetes mellitus (DM) 2. typu, tak bez něj (Eskelinen et al., 2006; Larsson et al., 1995; Van Houtum, 2004). Pravděpodobnou příčinou poklesu je celkově lepší komplexnější přístup k pacientovi a inovace v oblasti cévní chirurgie (Eskelinen et al., 2006). Zajímavostí je, že v souvislosti s nižším celkovým výskytem amputací dolní končetiny se zvýšil relativní podíl amputací transfemorálních vzhledem k amputacím transtibiálním (Eskelinen et al., 2006). Podle údajů Ústavu zdravotnických informací a statistiky České republiky byla v roce 2001 provedena amputace pro komplikace diabetu u 8 501 osob (nejčastěji v oblasti prstů a nohy) s nejvyšší incidencí v moravskoslezském kraji (www.uzis.cz).

3.1.1.2 Trauma

Trauma je po vaskulárních příčinách druhou nejčastější indikací k amputaci. Příčinou amputace v důsledku traumatu bývá nejčastěji autonehoda. Amputace dolní končetiny se častěji vyskytuje u motorkářů a chodců (Barmparas et al., 2010). Amputace, zejména

v minulosti, byla často důsledkem válečného zranění. V současné době díky moderním technologiím se zvyšuje pravděpodobnost zachování rozsáhle poraněné končetiny nebo jejích částí a proto primární volbou nebývá amputace, pokud není pacient v ohrožení života (Russell, et al., 1991). Amputace dolní končetiny v důsledku traumatu se vyskytuje u mladší populace. Zatímco počet amputací z vaskulárních příčin každoročně v České republice klesá, amputace traumatické mají vzestupnou tendenci (Kálal, 2009). Jedinci s traumatickou amputací jsou ve srovnání s amputovanými z vaskulární příčiny mladší, vyskytuje se u nich nižší komorbidita, jsou fyzicky více soběstační a nemají předamputační bolesti (Kratz et al., 2010).

3.2 Biomechanické aspekty amputace

Amputace dolní končetiny vede ke změně biomechanice jedince (mění se velikosti reakčních sil, točivých momentů nebo časoprostorové charakteristiky pohybu). Na rozsahu těchto změn má majoritní podíl výška amputace a stavba/ nastavení jednotlivých protetických komponent.

3.2.1 Výška amputace

O výšce amputace rozhoduje stav jednotlivých tkání – kožního krytu, svalů, nervové tkáně a cév (respektive cévního zásobení). Svoji roli při rozhodování o výšce amputace rovněž hraje i možnost optimálního protetického vybavení. Správné stanovení výšky amputace má význam pro zhojení operační rány, mobilizaci nemocného, průběh rehabilitace a kvalitu života. Na hojení operační rány má vliv úroveň lokální perfuze, rozsah chirurgického traumatu, přítomnost hematomu a infekce (Kubeš, 2005). Standardizované postupy pro určení výšky amputace neexistují a v řadě případů hraje roli zkušenost lékařů.

Dle výšky amputace se rozlišuje (Kubeš, 2005): hemikorporektomie (odstranění celého pánevního pletence včetně kosti křížové), hemipelviktomie (odstranění celé dolní končetiny s přílehlou oblastí pánevních kostí), exartikulace v kyčelním kloubu, transfemorální amputace (amputace ve stehně), exartikulace v kolenním kloubu, transtibiální amputace (amputace v bérce) a amputace v oblasti nohy.

V popředí zájmu je maximalizace zachování funkce dolní končetiny. Proto jsou preferovány amputace v co možná nejdistančnějším segmentu, aby zůstalo zachováno co nejvíce struktur. Čím nižší je amputace, tím nižší je pacientův handicap v běžném životě.

Na druhou stranu se u vyšších amputací lépe hojí operační rána, snižuje se riziko pooperačních komplikací a reamputace u pacientů s ischemickou chorobou dolních končetin (Hoshino, 2008).

3.2.1.1 Transtibiální versus transfemorální amputace

Z hlediska změn v posturální kontrole během stoje, chůze i funkčních každodenních aktivit jsou v odborné literatuře popisovány a porovnávány zejména amputace transtibiální a transfemorální. Jedná se o velmi časté typy amputací, které již vyžadují detailnější pozornost odborníků a v rehabilitační praxi se s těmito typy setkáváme nejčastěji.

Transtibiální amputace představuje vzhledem k zachovanému kolennímu kloubu lepší perspektivu než amputace transfemorální. Pacienti s transfemorální amputací mají rozsáhlejší funkční omezení, nižší stupeň aktivity a uvádějí větší bolesti ve srovnání transtibiálně amputovanými (Friel et al., 2005). Z hlediska protetického vybavení patří mezi výhody transtibiální amputace vyšší procento pacientů vybavených protézou, lepší funkce protézy a rovněž nižší náklady na protetické vybavení (Birgusová, 2007; Kamarkar et al., 2009). Transtibiálně amputovaní mají vyšší pravděpodobnost stát se úspěšnými protetickými uživateli ve srovnání s transfemorálně amputovanými (Seymour, 2002). Výskyt přidružených komplikací amputací dolních končetin jako jsou například fantomové a pahýlové bolesti nebo bolesti v zádech se neliší mezi jedinci s transtibiální a transfemorální amputací (Behr et al., 2009).

3.2.2 Stavba protézy dolní končetiny

Protéza dolní končetiny se svojí funkcí i designem snaží co nejvíce přiblížit intaktní lidské dolní končetině. Optimalizace stavby protézy a jejích dílčích komponent je předmětem nepřetržité technologické inovace a celé řady studií.

Protéza dolní končetiny by měla splnit následující předpoklady (Kaphingst, 2002; Kapp & Fergasson, 2004):

- vyhovět funkčním nárokům uživatele, aby měl možnost provádět každodenní činnosti s co nejméně limitujícími faktory,
- minimalizovat popřípadě eliminovat substituční posturální mechanizmy,
- zajistit co možná nejekonomičtější realizaci pohybu,
- mít estetický vzhled.

Během volby protézy se zohledňuje vždy aktuální stav amputovaného a jeho potřeby (Kapp & Ferguson, 2004; Kaphingst, 2002). Přihlíží se k aktivitě uživatele, k současným i dřívějším onemocněním, které by mohly mít negativní dopad na úspěšné užívání protézy (zejména cévní komplikace, nebo diabetes mellitus) i na funkční poruchy pohybového aparátu. Dalším rozhodujícím faktorem při volbě protézy je výška amputace, stav amputovaného pahýlu včetně kožních a trofických změn a zátěžová tolerance reziduální amputované končetiny při stoji a chůzi. V neposlední řadě hrají svoji roli psychika jedince, jeho motivace i sociální prostředí.

Dle průzkumu Raichle et al. (2008) je používání protézy během dne častější u pacientů, kteří jsou mladší, zaměstnaní, ženatí, mají distální amputaci a mají amputaci traumatické etiologie. Užívání protézy je ovlivněno i fantomovou a pahýlovou bolestí.

3.2.2.1 Stavba transtibiální protézy

Existuje široká škála protetických komponent, materiálů a výrobních technik. Protéza se skládá jednak z individuálních stavebních dílů, které jsou vyrobeny každému pacientovi na míru (protetické lůžko) a dále ze všeobecných stavebních dílů (chodidlo a trubkové adaptéry), kde se podle potřeb a možností amputovaného již volí určitý typ dané komponenty. Každá výrobní technika i konfigurace protetického lůžka, závěsného systému a dalších komponent mají specifické nevýhody a výhody, které musí být vyváženy s ohledem na individuální potřeby protetického uživatele .

a) Protetické lůžko

Protetické lůžko určuje komfort protézy, který je pro pacienta jedním z nejdůležitějších aspektů (Laing, 2011; Kubeš, 2005). Představuje spojení mezi zbylou končetinou a protézou. Mezi hlavní funkce protetického lůžka patří: zmenšit síly působící mezi amputačním pahýlem a lůžkem během stoje i chůze, umožnit dostatečné ulpění lůžka na reziduální končetině, zajistit dostatečný komfort uživateli a minimalizovat riziko poškození kožního krytu pahýlu (Kaphingst, 2002).

Vzhledem ke stále se měnícímu tvaru pahýlu je obtížné stanovit optimální stavbu protetického lůžka (Laing, 2011). Ta vychází z biomechaniky uložení pahýlu, respektive z působení sil mezi pahýlem a protézou. Správně vyrobené lůžko protézy nevyvolává v klidném stoji momenty ohybu ani točivé momenty, které by nebyly kompenzovány stejně velkými reakčními silami (Kaphingst, 2002; Ries & Brewer, 2002; Wilkinson, 1990). Existují dva základní typy bérceových lůžek: bérceové lůžko s opřením o patelární šlachy (Patelar

Tendon Bearing Socket – PTB) a plně kontaktní lůžko (TSB – Total Surface Bearing Socket) (Seymour, 2002; Shurr, 2002).

Stavba PTB respektuje oblasti pahýlu, které dobře snášejí tlak – je tedy možné je zatížit a naopak oblasti, které jsou na zvýšený tlak citlivé a je nutné je odlehčit (Seymour, 2002). Jedním z klíčových kritérií je, že podstatná část celkové zátěže je upnuta na šlaše čtyřhlavého stehenního svalu (Shurr, 2002; Laing, 2011). TSB je v plném kontaktu s pahýlem bez ohledu na zatížitelné a nezatížitelné oblasti. Tělesná hmotnost je tedy nesena celým povrchem reziduální končetiny.

Při výběru protetického lůžka je nutné zohlednit i charakteristiky pahýlu jako jsou kostní prominence, stav měkkých tkání, tvar pahýlu, adaptabilita pahýlu na zátěž, kontraktury nebo prokrvení. Přihlíží se i ke stabilitě kolenního kloubu a k preferované funkci protézy.

b) Bércové adaptéry

Bércové adaptéry slouží jako vertikální podpora spojující protetické lůžko a protetické chodidlo. Rozlišují se typ endoskeletální a exoskeletální. U endoskeletálního typu, který je častěji využíván, je nosným prvkem pylon. U exoskeletálního typu slouží k přenosu sil mezi chodidlem a lůžkem pevný plášť protézy (Shurr, 2002; May, 2002). Bércové adaptéry se v některých případech nevyužívají u dynamického typu protetického chodidla.

c) Protetické chodidlo

Protetické chodidlo představuje terminální článek protézy dolní končetiny. V závislosti na stavbě chodidla je možné simulovat do určité míry vlastnosti chodidla lidského. Nicméně pohyby běžně dostupných chodidel jsou pasivní, jako odpověď na zátěž vyvolanou protetickým uživatelem (Edelstein, 1988). Mezi funkce protetického chodidla patří (Seymour, 2002; Edelstein, 1988):

- vytvoření opěrné báze během stoje i chůze,
- absorpce nárazu během kontaktu paty s podložkou při stejné fázi chůze,
- simulace hyperextenze v metatarsofalangeálním skloubení na konci stejné fáze k facilitaci švihové fáze,
- přizpůsobení se nerovnostem terénu.

Použitý typ protetického chodidla vždy vychází z potřeb a možností protetického uživatele (záleží na stupni aktivity amputovaného, na jeho hmotnosti, délce amputačního pahýlu i na speciálních požadavcích amputovaného) (Seymour, 2002; Edelstein, 1998). Design protetického chodidla má vliv na velikost vertikálních sil působících na amputovanou dolní končetinu s protézou i na končetinu intaktní (Snyder, 1995).

Rozlišují se dva základní typy protetických chodidel: klasická a dynamická.

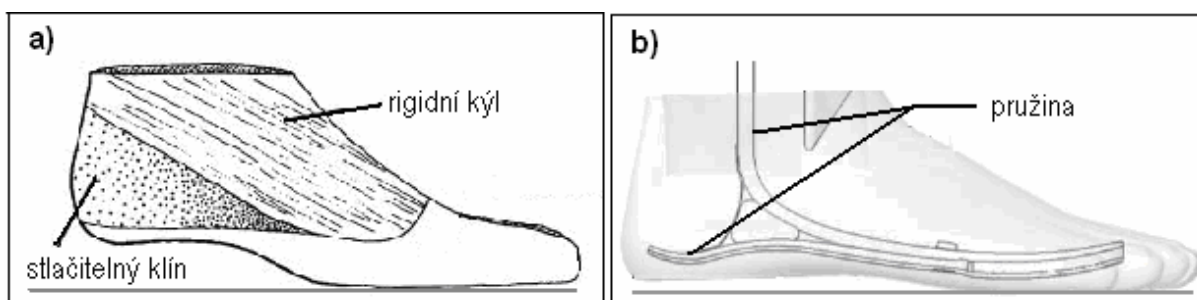
- Klasický typ

Nejvíce využívaným zástupcem klasického typu je chodidlo SACH (Solid Ankle Cushion Heel), které má jednoduchý design a relativně vysokou odolnost. Skládá se z centrálního rigidního kýlu („pevný kotník“), který končí v oblasti odpovídající metatarsofalangeálním kloubům (viz Obr. 4a). V patní části je stlačitelný klín, který slouží k vyměkčení a k simulaci plantární flexe chodidla ve střední stojné fázi chůze (Edelstein, 1988; Seymour, 2002). U tohoto typu chodidla je produkována pasivní plantární flexe na počátku stojné fáze. Chodidlo SACH je rovněž schopno absorbovat tlak v transversální i frontální rovině, proto ulehčuje i chůzi na nerovném terénu (Edelstein, 1988). Tento typ chodidla je vhodný zejména pro méně aktivní pacienty, u kterých je prioritou stabilita.

- Dynamický typ

Základní stavební komponentou dynamického chodidla je pružina, která je uzpůsobena k absorpci energie a k jejímu následnému uvolnění těsně před počátkem švihové fáze chůze (Barr et al., 1992). Na rozdíl od chodidla SACH, kde je umístěn adaptér mezi lůžkem a chodidlem, kýl dynamického typu chodidla u transtibiálně amputovaných zpravidla končí u lůžka. Kýl se ve většině případů u protéz určených běžným uživatelům k chůzi skládá ze dvou listů pružin (viz obr. 4b), které jsou spojeny v oblasti kotníku. Jedna pružina vede od špičky k lýtku a druhá od paty přibližně ke kotníku (Edelstein, 1988). Toto uspořádání umožňuje akumulaci mechanické energie a jejího následného uvolnění při odvalu chodidla. Dynamické chodidlo je tak schopno ve srovnání s chodidlem SACH produkovat větší plantární flexi na počátku stojné fáze chůze, čímž dojde k efektivnějšímu odrazu (Edelstein, 1988). Tím se snižuje potřeba zvýšené aktivní progresse těla směrem dopředu použitím kontralaterální dolní končetiny a vyrovnává se délka kroku. Chůze je tak přirozenější a je méně energeticky náročná. Použití dynamického chodidla ve srovnání s chodidlem SACH vede k větší absorpci vertikálních sil působících na intaktní končetinu i na reziduum končetiny amputované (Snyder et al., 1995). Tento typ protetického chodidla vyhovuje více aktivním pacientům. Příklady dynamických typů chodidla jsou chodidla Sureflex a Variflex.

Ve srovnání s fyziologickým pohybem je pohyb v „kotníku“ u obou typů chodidel nižší, (Edelstein, 1988).

Obr. 4 Příklad stavby a) klasického chodidla, b) dynamického chodidla

3.3 Patofyziologické změny v důsledku amputace

3.3.1 Syndrom fantomové končetiny

Syndrom fantomové končetiny je důsledkem každé amputace. Zahrnuje: fantomové pocity, fantomovou bolest a pahýlovou bolest (Lejčko, 2001).

3.3.1.1 Fantomové pocity

Fantomové pocity jsou jiné sensorické vjemy než je bolest. Představují nebolestivé vnímání a uvědomování si již neexistující končetiny (Lejčko, 2001). Fantomové pocity se vyskytují téměř u všech pacientů v průběhu prvního měsíce po operaci a většinou odezní během dvou až tří let bez jakékoliv léčby. Výjimku tvoří případy, kdy se vytvoří fantomová bolest (Manchikanti & Singh, 2004). Předpokládá se, že vnímání neexistující končetiny souvisí s přetrvávající kortikální reprezentací amputované části těla, která vznikala na základě dřívějších proprioceptivních, taktilních i vizuálních informací o chybějícím segmentu. Nejsilnější fantomové pocity pochází z oblastí, které mají největší kortikální zastoupení (Manchikanti & Singh, 2004).

3.3.1.2 Fantomová bolest

Jedná se o bolestivé pocity, které jsou vztaheny k amputované části končetiny. Bolest je nejčastěji popisována jako pálivá, palčivá, štípavá. Může být charakterizována i jako řezavá, bodavá, drtivá, krouživá nebo jako píchání jehlou či bodnutí nožem. Fantomová končetina bývá často vnímána v nepřirozeném, překrouceném postavení (Berger, 1980; Lejčko, 2005).

Fantomová bolest se může objevit již první týden po amputaci a v průběhu času se může snižovat popřípadě i zcela zmizet (Manchikanti & Singh, 2004). Prudká, nesnesitelná bolest se vyskytuje u méně než 10 % nemocných s amputací končetiny (Lejčko, 2005). Rovněž se uvádí, že čím je místo amputace lokalizováno proximálněji, tím se incidence fantomové bolesti zvyšuje. Dlouholetá prospektivní studie Bosmans et al. (2010) uvádí, že fantomová bolest se vyskytuje častěji po amputaci horní končetiny, více u žen a že její intenzita klesá se vzrůstajícím časem po amputaci.

Patofyziologický mechanismus vzniku fantomové bolesti není doposud znám. Pro vznik bolesti je rozhodující náhlé přerušení normální sensorické aktivity, která je nahrazena abnormální aferentací. Mohou se uplatňovat vlivy periferní, centrální a psychogenní (Lejčko, 2005; Manchikanti & Singh, 2004).

3.3.1.3 Pahýlová bolest

Jedná se o bolest v místě reziduální amputované končetiny. Bývá popisována jako zvýšená lokální bolestivost, nebo jako bodavá nebo elektrizující bolest. Vyskytuje se až u 50 % případů a může být spojena lokálním patologickým nálezem (například neurom, kostní prominence, jizva nebo ischémie). Je lokalizována do pahýlu po amputaci, často poblíž jizvy (Lejčko, 2005).

Subjektivně uváděná intenzita fantomové bolesti, fantomových pocitů nebo pahýlové bolesti se neliší v závislosti na prostředí (socioekonomických podmínkách), jako je tomu v případě jiných chronických onemocnění (Byrne, 2011).

3.3.2 Bolesti v jiných částech těla

Amputace dolní končetiny vede ke tvorbě náhradních posturálních mechanismů během stoje i chůze. Tyto kompenzační strategie jsou v konečném důsledku příčinou i bolesti v jiných částech těla. Muskuloskeletní patologie, které mají souvislost se změnou biomechanikou pohybu vlivem užívání protézy, se častou vyvinou jako sekundární komplikace a ty mohou mít vliv na mobilitu i kvalitu života (Gailey; 2008). Vysoká je zejména incidence bolesti dolní části zad, která pro pacienty představuje větší problém než fantomová nebo pahýlová bolest (Smith et al., 1999). Bolest dolní části zad je častější u jedinců s amputací transfemorální ve srovnání s pacienty po amputaci transtibiální z traumatické příčiny (Kulkarni et al., 2005).

Dále jsou časté degenerativní změny (například osteoartritida kolenního nebo kyčelního kloubu), bolesti neamputované dolní končetiny včetně chodidla i bolesti krční páteře nebo ramen (Gailey, 2008).

3.3.3 Psychické poruchy po amputaci

Amputace dolní končetiny často vede k depresivním a úzkostným stavům. Ty pravděpodobně souvisejí s nedostatkem sociální podpory, nezaměstnaností a dobou po amputaci. Těmito poruchami jsou více ohroženy ženy, jedinci s amputací z traumatické příčiny a s amputací transtibiální (Hawamdeh, 2008). Přítomnost bolesti a používání protézy nemá vliv na tyto stavy.

3.4 Neurofyziologické změny v důsledku amputace

Po amputaci náhle schází aferentní sensorická zpětná vazba z amputované části končetiny, která před amputačním zákrokem byla stěžejní k selekci přiměřených sensorických a pohybových strategií. Periferní sensorický systém je nezbytný pro možnost detekce polohy končetiny vůči ostatním tělesným segmentům a k regulaci svalové tonu.

Otázkou a tedy předmětem celé řady studií zůstává, do jaké míry se odrazí absence aferentních informací z amputované části končetiny na úrovni CNS. V současné době poskytují dostupné vyšetřovací a zobrazovací metody možnost nahlédnout alespoň na některé změny v CNS, které jsou po amputaci přítomny.

Většina studií se zabývá reorganizací kortexu v souvislosti s amputací. Eliminace neurálního vstupu z periferních receptorů vede k alteraci aferentních i eferentních sensorických drah a následkem je reorganizace v distribuci kortikálních projekcí segmentových struktur.

3.4.1 Neurální reorganizace na úrovni míchy

Míšní změny po amputaci končetiny ve smyslu neuroplasticity jsou pravděpodobně realizovány zejména v zadních rozích míšních s následnou dysfunkcí a ztrátou schopnosti regulace aferentace inhibicí (Lejčko, 2001). Na úrovni míšních alfa-motoneuronů (lokalizovaných v předních rozích míšních) nejsou změny zřejmé (Futr et al., 1992). Nicméně během tzv. fantomových pohybů je přítomna aktivita v periferních nervech, které před tím

vedly motorické impulzy v chybějící části končetiny. Tím dochází ke specifické aktivitě svalů v oblasti pahýlu (Reilly et al., 2006). Tato aktivita je však odlišná od aktivity stejných svalových skupin na druhostranné končetině. Konečná eferentní informace z alfa-motoneuronů je tedy po amputaci modulována.

3.4.2 Kortikální reorganizace

Absence končetiny vede k modifikacím senzomotorických korových oblastí a tyto změny jsou často doprovázeny pocitem, že je chybějící končetina stále přítomna a že může být objektem mechanických, tepelných a také bolestivých vjemů. Navíc mnoho amputovaných má představu, že mohou amputovanou končetinou pohybovat.

Kortikální reprezentace amputované končetiny se přesune do sousedních kortikálních somatosenzorických a motorických oblastí (MacIver et al., 2008).

3.4.2.1 Motorický kortex

Studie zaměřené na funkční zobrazování aktivace mozkové kůry po amputaci horní končetiny ukazují, že při představě pohybu se aktivují stejné části kortexu, jako při vlastních pohybech nepostižené končetiny (Mercier et al., 2006; Reilly et al., 2006). Mercier et al. (2006) navíc prokázal, že i transkraniální magnetickou stimulací motorických kortikálních oblastí reprezentujících amputovanou horní končetinu lze vyvolat fantomové pohyby končetiny. Zdá se tedy, že v motorickém kortexu zůstává jeho původní funkce – kontrola pohybů ruky zachována. Výsledky studií Marconi et al. (2007), Lotze (2001) poukazují na zvýšenou aktivaci motorických kortikálních areí při představě pohybu u amputovaných ve srovnání se zdravými subjekty.

3.4.2.2 Somatosenzorický kortex

Somatosenzorické dráhy z periferie do kortexu zahrnují synapse v páteřní míše, jádrech zadních provazců míšních v mozkovém kmeni a v thalamu. Reorganizace somatosenzorického systému se proto odehrává jak na kortikální, tak subkortikální úrovni (na rozdíl od motorického systému, kdy dráhy vedou impulz přímo z motorických korových oblastí ke svalům přes synapse v páteřní míše) (Darian-Smith & Gilbert, 1994).

Amputace končetiny vede k alteraci, respektive k absenci senzorních informací z chybějící části těla. Dochází tak k deafferenciaci somatosenzorického kortexu příslušejícího

amputované části. Ukazuje se, že tyto oblasti jsou následně více citlivé na stimulaci oblastí sousedních (Kaas, 1991; Darian-Smith & Gilbert, 1994).

3.4.2.3 Homolaterální kortikální oblasti

Cruz et al. (2006) dospěli k závěru, že v rámci kortikální reorganizace u jedinců po amputaci dolní i horní končetiny dochází k predominantní aktivaci ipsilaterálního motorického kortexu. Aktivace homolaterálních korových oblastí vzhledem k amputované končetině může mít souvislost s transkalózními interakcemi mezi oběma hemisférami (Schwenkreis et al., 2003).

4 CÍL PRÁCE

Zhodnotit aspekty posturálního chování u jedinců po transtibiální amputaci dolní končetiny.

Stanovili jsme si tyto dílčí cíle:

1. Zhodnotit rozdíly v posturální kontrole mezi zdravými a transtibiálně amputovanými.
2. Určit vliv příčiny amputace na volní a automatickou posturální kontrolu u jedinců po transtibiální amputaci.
3. Posoudit vliv věku a doby používání protézy na volní a automatickou posturální kontrolu.
4. Zhodnotit vliv změny nastavení protetického chodidla na volní kontrolu pohybu těžiště těla v rámci opěrné báze.
5. V rámci případových studií posoudit vliv krátkodobého a dlouhodobého užívání protetické pomůcky na posturální kontrolu amputovaných.

4.1 Vědecké otázky a hypotézy vztahující se k 1. dílčí studii

1. Existuje rozdíl v posturálním chování mezi zdravými a transtibiálně amputovanými vzhledem k příčině amputace?

H₀₁ Není rozdíl v rozložení tělesné hmotnosti během klidného stoje mezi zdravými probandy a jedinci po transtibiální amputaci:

- A) z traumatické příčiny,
- B) z vaskulární příčiny.

H₀₂ Není rozdíl ve volní kontrole pohybu během testu „Limits of Stability“ mezi zdravými probandy a jedinci po transtibiální amputaci:

- A) z traumatické příčiny,
- B) z vaskulární příčiny.

H₀₃ Není rozdíl v automatické kontrole pohybu během testu „Motor Control Test“ mezi zdravými probandy a jedinci po transtibiální amputaci:

- A) z traumatické příčiny,
- B) z vaskulární příčiny.

H₀₄ Není rozdíl mezi transtibiálně amputovanými z traumatické a vaskulární příčiny:

- A) v rozložení tělesné hmotnosti během klidného stoje,
- B) ve volní kontrole pohybu během testu „Limits of Stability“,
- C) v automatické kontrole pohybu během testu „Motor Control Test“.

2. Existuje vztah mezi věkem probandů, dobou užívání protézy a testovanými aspekty posturální kontroly?

H₀₅ Neexistuje vzájemná závislost mezi věkem probandů a:

- A) rozložením tělesné hmotnosti během bipedálního stoje,
- B) volní kontrolou pohybu během testu „Limits of Stability“,
- C) automatickou kontrolou pohybu během testu „Motor Control Test“.

H₀₆ Neexistuje vzájemná závislost mezi dobou užívání protézy u transtibiálně amputovaných a:

- A) rozložením tělesné hmotnosti během bipedálního stoje,
- B) volní kontrolou pohybu během testu „Limits of Stability“,
- C) automatickou kontrolou pohybu během testu „Motor Control Test“.

4.2 Vědecká otázka a hypotézy vztahující se k 2. dílčí studii

3. Má změna nastavení protézy u transtibiálně amputovaných vliv na volní kontrolu pohybu?

H₀₇ Změna nastavení protetického chodidla nemá vliv na volní kontrolu pohybu během testu „Limits of Stability“ u jedinců po amputaci dolní končetiny.

H₀₈ Není rozdíl v realizaci testu „Limits of Stability“ v závislosti na testovaných směrech pohybu pro jednotlivá testovaná nastavení protetického chodidla.

4.3 Otázka vztahující se k 3. dílčí studii

4. Dochází u transtibiálně amputovaných k adaptaci posturální kontroly na užívání protézy?

5 METODIKA

5.1 Charakteristika souboru

Měření se zúčastnilo v průběhu pěti let celkem 44 probandů – 17 zdravých mužů a 27 mužů po transtibiální amputaci. U 14 osob byla amputace provedena z důvodu traumatu, u 13 jedinců byla příčina vaskulární. Podmínkou zařazení do studie bylo, aby jedinci neměli další patologii traumatické nebo neurologické příčiny, popřípadě kognitivní poruchu, která by je limitovala v pohybu. Výlučnou podmínkou bylo, aby každý testovaný proband byl schopen stoje a chůze bez opěrné pomůcky po dobu minimálně 10 minut (doba trvání testu). Všichni testovaní byli seznámeni s průběhem měření a podepsali informovaný souhlas s participací na studii.

V rámci práce byly realizovány celkem tři dílčí studie. Bližší specifikace testovaných souborů se u jednotlivých dílčích studií liší.

5.1.1 Charakteristika souboru k 1. dílčí studii

Probandi z 1. dílčí studie byly hodnoceny v rámci hypotéz **H₀₁** – **H₀₆**. Této studii se zúčastnilo celkem 38 jedinců. Kontrolní skupinu zdravých probandů tvořilo 17 subjektů, experimentální 21 transtibiálně amputovaných (TTA). Experimentální skupina byla dále rozdělena na TTA (10 probandů), u kterých byla příčina amputace vaskulární (pokročilá ischemie dolních končetin nebo diates mellitus II. typu) a na TTA (11 probandů), u kterých byla amputace provedena pro trauma na dolní končetině. Základní charakteristiky všech testovaných skupin jsou uvedeny v tabulce 1.

Tab. 1 Základní charakteristiky experimentálních skupin a skupiny kontrolní k 1. dílčí studii

	Experimentální skupina		Kontrolní skupina (n=17) Průměr (směrodatná odchylka)
	Vaskulární příčina amputace (n=10) Průměr (směrodatná odchylka)	Traumatická příčina amputace (n=11) Průměr (směrodatná odchylka)	
Věk [let]	62,2 (7,66)	49 (11,65)	51,88 (7,58)
Výška [m]	1,76 (0,77)	1,81 (0,64)	1,82 (0,61)
Hmotnost [kg]	95,11 (9,42)	92,64 (15,76)	86,71 (12,68)
Doba užívání protézy [let]	4,15 (2,89)	7,09 (8,19)	-

Doba užívání protézy byla u TTA v rozmezí 0,5 – 23 let. Amputace byla u 12 probandů provedena na končetině levé a u 9 na pravé. Z celkového počtu amputovaných jich bylo 18 uživatelů dynamického typu protetického chodidla a 3 jedinci používali chodidlo SACH (příčina amputace byla u všech 3 vaskulární). Jeden pacient udával fantomové vjemy v oblasti pahýlu a dva bolesti na zdravé dolní končetině.

5.1.2 Charakteristika souboru ke 2. dílčí studii

Probandi z 2. dílčí studie byly hodnoceny v rámci hypotéz H_07 – H_08 . Této studie se zúčastnilo celkem 10 TTA probandů. Základní charakteristiky souboru jsou uvedeny v tabulce 2.

Tab. 2 Základní charakteristiky experimentální skupiny transtibiálně amputovaných jedinců a kontrolní skupiny ke 2. dílčí studii

	Experimentální skupina (n=10) Průměr (směrodatná odchylka)
Věk [let]	55,08 (14,06)
Výška [m]	1,8 (0,07)
Hmotnost [kg]	90,92 (14,27)
Doba užívání protézy [let]	3,85 (3,29)

Příčna amputace byla u 5 TTA vaskulární a u 5 traumatická. Pouze 1 pacient uváděl fantomové vjemy v oblasti pahýlu. Dodatečnou podmínkou pro zařazení do experimentální skupiny této dílčí studie bylo, aby všichni amputovaní byli uživateli dynamického typu chodidla a aby doba užívání protézy byla v rozmezí 1 roku až 10 let. Testovaní jedinci byli dále bez historie pádů v posledním roce a nebyla u nich přítomna bolest nebo poranění pahýlu. Všichni TTA jedinci byli klienty stejného protetického centra v České republice a měli tedy srovnatelnou protetickou i fyzioterapeutickou péči.

5.1.3 Charakteristika souboru k 3. dílčí studii

Probandi z 3. dílčí studie byly hodnoceny v rámci 4. výzkumné otázky. Aspekty posturální kontroly z krátkodobého hlediska byly kazuisticky sledovány u jednoho probanda po transtibiální amputaci v průběhu jednoho roku. Jednalo se o muže ve věku 46 let po transtibiální amputaci pravé dolní končetiny v důsledku polytraumatu. Pro komplikace s amputovanou dolní končetinou byl vybaven protézou po 6ti týdnech. Na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc absolvoval amputovaný intenzivní fyzioterapii před oprotézováním a dále s protézou dolní končetiny po dobu dalších 3 týdnů. Po ukončení hospitalizace byl muž zcela samostatný, v každodenních aktivitách nepoužíval žádnou opěrnou pomůcku. Následovala ambulantní rehabilitační péče. Z počátku jedinec udával bolestivost distální části pahýlu a fantomové bolesti, které v průběhu hospitalizace odezněly. Měření probíhalo celkem pětkrát: 1. měření: druhý den po vybavení protézou, 2. měření: po deseti dnech, 3. měření: v den ukončení hospitalizace na lůžkové rehabilitaci po dvou týdnech po vybavení protézou, 4. měření: v době ambulantní rehabilitace, sedm týdnů po vybavení protézou, 5. měření: 13 měsíců po vybavení protézou.

Z dlouhodobého hlediska bylo hodnoceno celkem 5 jedinců po transtibiální amputaci. Všichni pacienti absolvovali opakované měření po 3 – 4 letech. Bližší charakteristika jednotlivých účastníků studie je uvedena v tabulce 3. Všichni probandi byli v době měření klienty stejného protetického centra, kde absolvovali i rehabilitaci a nácvik užívání protézy během každodenních aktivit.

Tab. 3 Základní charakteristiky transtibiálně amputovaných, dlouhodobě hodnocených jedinců

Proband	Strana amputace	Příčina amputace	Rok narození	Doba užívání protézy (v době 1. měření)	Pořadí měření	Datum měření	Typ chodidla	Délka užívání protézy (hodiny/den)	Bolest na straně amputované DK	Bolest v jiné části těla	Při chůzi se cítí jistě
A	L	T	1941	45 let	I.	15.11.2006	sureflex	12	ne	ne	ano
					II.	25.10.2010	sureflex	13-14	ne	ano (LBP+kyk bilaterálně)	ano
B	L	T	1951	23 let	I.	13.12.2006	sureflex	12	ano (PB)	ne	ano
					II.	13.7.2010	sereflex	12-14	ano (PB)	ano (LBP)	ano
C	L	T	1971	3 roky	I.	17.2.2007	variflex	13	ne	ano (LBP + kok ZDK)	ano
					II.	13.7.2010	variflex	14	ne	ano (LBP + kok ZDK)	ano
D	P	T	1973	1 rok	I.	17.2.2007	sureflex	17	ne	ano (kok+kotník ZDK)	ano
					II.	13.7.2010	variflex	14-15	ano (PB)	ano (kotník)	ano
E	L	V	1944	4 roky	I.	17.2.2007	sach	12	ano (PB)	ne	ne
					II.	13.7.2010	sach	12	ne	ano (ZDK)	ano

Legenda: L – levá, P – pravá, T – traumatická příčina amputace, V – vaskulární příčina, PB – pahýlová bolest, LBP – bolest dolní části zad, kyk – kyčelní kloub, kok – kolenní kloub, ZDK – neamputovaná dolní končetina

5.2 Průběh měření

5.2.1 Realizované testy

Měření byla realizována v Kineziologické laboratoři ve Fakultní nemocnici v Olomouci s využitím dynamické počítačové posturografie firmy NeuroCom® modul Smart Equitest (Clackamas, Oregon, USA). Prostřednictvím duální tenzometrické plošiny zabudované v posturografu byla během všech testovaných situací snímána změna polohy působíště reakční síly (COP). V průběhu vyšetření probandi stáli vzpřímeně na plošině bez vnější opory s horními končetinami volně podél těla a dívali se před sebe. Z důvodu stanoveného standardního provedení vyšetření byli všichni jedinci v průběhu celého měření v bezpečnostní vestě. Výchozí poloha dolních končetin byla předem nastavena tak, aby chodidla byla umístěna symetricky na stejnou vzdálenost od průsečíku dvou os vyznačených přímo ve středu plošiny. Vzdálenost chodidel byla normována vzhledem k výšce probanda (viz obr. 5) (Operator's manual, 2001).

Obr. 5 Výchozí poloha probanda na silové plošině posturografu



Realizované testy:

K posouzení aspektů posturální kontroly byly testovány a hodnoceny celkem tři situace.

- a) Zatížení dolních končetin během bipedálního stoje.
- b) Test „Limits of Stability“, pomocí kterého je hodnocena schopnost aktivního přesunu těžiště těla předem vymezeným směrem na základě vizuální zpětné vazby.
- c) „Motor Control Test“, který hodnotí změnu zatížení dolních končetin a latenci reakce během automatické posturální kontroly při translaci plošiny.

5.2.1.1 Zatížení dolních končetin během stoje

Zatížení dolních končetin během standardizovaného vzpřímeného bipedálního stoje po dobu 30 sekund na tenzometrické plošině posturografu bylo hodnoceno jako procentuálního rozložení tělesné hmotnosti mezi pravou a levou dolní končetinou (respektive mezi amputovanou a neamputovanou dolní končetinou u experimentální skupiny transtibiálně amputovaných).

5.2.1.2 „Limits of Stability“

Principem testu „Limits of Stability“ je aktivní přesun COP v mezích opěrné báze na základě vizuální zpětné vazby předem vymezeným směrem.

Probandi stáli vzpřímeně v kabině posturografu čelem k obrazovce, kde sledovali aktuální změnu polohy COP na silové plošině.

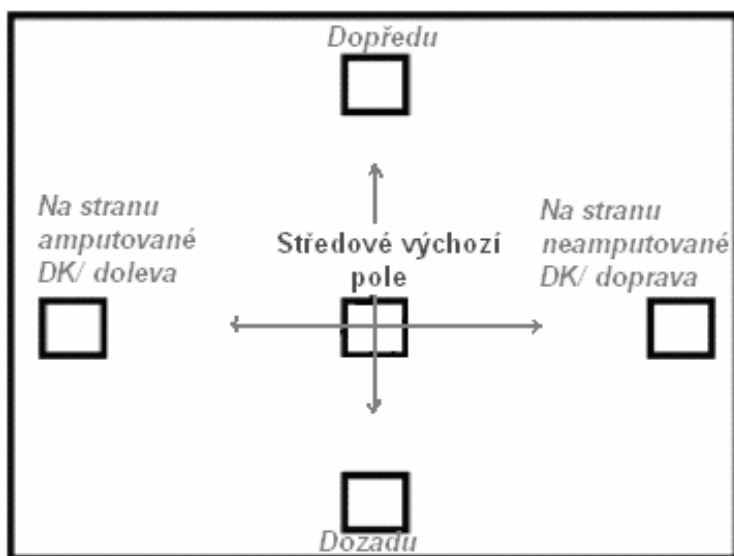
Na obrazovce bylo znázorněno středové pole, které představuje výchozí startovací polohu COP probanda (viz obr. 6a). V každém směru byla znázorněna cílová pole, jichž se má subjekt pokusit co nejpřesněji dosáhnout inklinací těla daným směrem bez změny velikosti opěrné báze (viz obr. 6b).

Změna průběhu COP probanda je v průběhu testu kontinuálně monitorována a přenášena na obrazovku, kterou jedinec sleduje a může tak korigovat požadovaný směr COP dle svých možností.

V rámci testu byly testovány 4 směry – dopředu, doprava, dozadu a doleva, kdy subjekty na základě vizuální zpětné vazby měly dosáhnout co možná nejrychleji a nejpřesněji znázorněných krajních bodů v každém směru (jedná se o teoretické maximální limity stability zdravé populace příslušné věkové kategorie), aniž by zvedly špičky nebo paty. Před provedením měření si účastníci studie všechny testované směry vyzkoušeli.

Obr. 6a, 6b Testované směry znázorněné na obrazovce a inklinace těla testovaného subjektu směrem doprava na stranu neamputované dolní končetiny

6a



6b



Na základě změny průběhu COP v průběhu testování byly hodnoceny následující parametry:

Maximum Excursion (MXE) – nejdelší vzdálenost, kterou subjekt dosáhne inklinací těla v daném směru (viz Obr. 7). Výsledné hodnoty jsou vyjádřeny relativně jako procenta teoretických (maximálních) 100 % limitů stability zdravé populace (Operator's manual, 2001).

Endpoint Excursion (EPE) – bod, do kterého se vychýlí těžiště při prvním pokusu o dosažení limitů stability bez zaváhání (viz obr. 7). Parametr reflektuje zamýšlenou strategii pohybu. Vyjádřeno v procentech relativně vzhledem k teoretickým 100 % limitů stability.

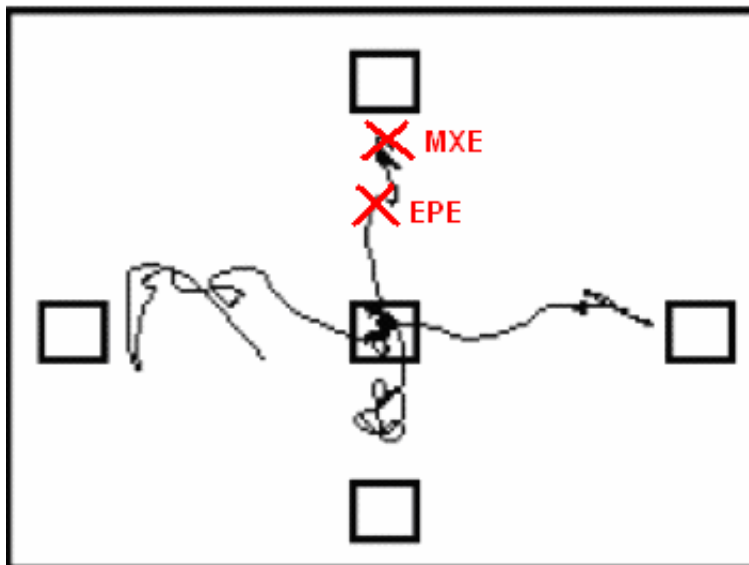
Directional Control (DCL) – kontrola směru pohybu. Porovnání, jestli subjekt dosáhne krajního bodu přímo nebo korekcí pohybu v průběhu testování. Za situace, kdy by se subjekt pohyboval přímo k cílovému bodu, představovalo by teoreticky konečné skóre 100 % (přímá linie trajektorie pohybu).

Movement Velocity (MVL) – průměrná rychlost, kterou subjekt dosáhne koncového bodu. Vyjádřeno ve stupních za sekundu.

Reaction Time (RT) – latence mezi povelom k zahájení testu a jeho realizací. Měřeno v sekundách.

Na obrázku 7 je znázorněna ukázka trajektorie pohybu COP u levostranně transtibiálně amputovaného pro všechny testované směry.

Obr. 7 Trajektorie změny průběhu COP v jednotlivých testovaných směrech se znázorněním parametrů MXE a EPE



5.2.1.3 „Motor Control Test“

Test posuzuje efektivitu automatických posturálních reakcí na translaci plošiny (posun plošiny horizontálně) v závislosti na směru a rychlosti translace. Testovány jsou dva směry translace plošiny – dopředu a dozadu. V každém směru jsou realizovány tři rychlosti posunutí – malá (prahový stimul, přibližně 1,5 cm za 250 ms), střední (přibližně 3 cm za 300 ms) a velká (maximální odpověď, přibližně 6 cm za 400 ms), vždy ve třech opakováních. Velikost translací je normována vzhledem k tělesné výšce vyšetřovaného.

Při tomto testu byly hodnoceny následující parametry:

Weight Symmetry – hodnotí procentuální rozložení tělesné hmotnosti v průběhu translací plošiny. Výsledná hodnota je vždy průměrem pro tři dílčí měření testované rychlosti. (Pokud je rozložení tělesné hmotnosti symetrické mezi oběma dolními končetinami, je výsledná hodnota rovna 0 %, hodnoty větší než 0 vyjadřují zatížení ve prospěch neamputované DK /PDK u kontrolní skupiny/, hodnoty nižší než 0 značí zatížení ve prospěch amputované DK /LDK u kontrolní skupiny/.)

Latency – hodnotí efektivitu reakce na zevní podnět. Vyjádřena jako čas v milisekundách mezi začátkem pohybu plošiny a reakcí pacienta. Čím vyšší hodnoty, tím nižší efektivita reakce.

V rámci 1. a 3. dílčí studie byly hodnoceny všechny realizované testy.

5.2.2 Specifika průběhu měření ve 2. dílčí studii

Druhá dílčí studie byla hodnocena pouze testem „Limits of Stability“ při pěti různých nastaveních protetického chodidla a protézy. Jako první byli měřeni amputovaní při optimálním nastavení protézy určeném zkušeným certifikovaným protetikem, který v průběhu měření měnil nastavení protézy v tomto pořadí: zkrácení protetické dolní končetiny o 1 cm (M1), prodloužení o 1 cm (P1), nastavení protetického chodidla do dorzální flexe 5° (DF) nastavení chodidla do 5° plantární flexe (PF). Testovaná nastavení simulovala reálné změny v nastavení protézy a protetického chodidla, se kterými se uživatelé protézy běžně setkávají v důsledku objemových změn pahýlu, nebo výměnou/nevhodnou volbou obuvi. Kontrolní skupina zdravých probandů byla měřena jednou, bez změny nastavení chodidel.

5.2.3 Statistické zpracování dat

Statistické zpracování dat bylo realizováno pomocí programu Statistica 9.0, Stat-Soft. Pro statistické hodnocení 1. výzkumné otázky ($H_{01} - H_{04}$), kde byly porovnávány výsledky všech testovaných parametrů mezi zdravými subjekty a dvěma skupinami transtibiálně amputovaných (jedna skupina amputovaných z vaskulární příčiny a druhá skupina amputovaných pro trauma), byl zvolen neparametrický test Kruskal-Wallis. Za statisticky významné byly považovány rozdíly na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

V rámci 2. výzkumné otázky ($H_{05} - H_{06}$) byl hodnocen vzájemný vztah mezi hodnotami výsledných parametrů testů u jednotlivých testovaných skupin (skupina kontrolní, traumaticky amputovaných a amputovaných z vaskulární příčiny) a věkem nebo dobou užívání protézy (u amputovaných). Testování bylo provedeno pomocí Spearmanovy korelace pro každý parametr a skupinu zvlášť na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

K hodnocení 3. výzkumné otázky ($H_{07} - H_{08}$), byly v rámci experimentální skupiny mezi sebou porovnávány výsledky pro každé dílčí testované protetické nastavení a současně pro jednotlivé testované směry pohybu. Vzhledem k možnosti vícečetného porovnávání výsledných hodnot byla pro statistické testování zvolena dvoufaktorová analýza rozptylu a pro opakovaná měření Fischerův LSD post-hoc test. Jedním faktorem bylo nastavení protézy a protetického chodidla a druhým faktorem byl směr pohybu. Za statisticky významné byly považovány rozdíly na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

6 VÝSLEDKY

6.1 Výsledky k 1. dílčí studii

6.1.1 1. vědecká otázka

V rámci 1. vědecké otázky ve znění „Existuje rozdíl v posturálním chování mezi zdravými a transtibiálně amputovanými vzhledem k příčině amputace?“ byly posuzovány hypotézy **H₀₁** – **H₀₄**.

H₀₁ Není rozdíl v rozložení tělesné hmotnosti během klidného stoje mezi zdravými probandy a jedinci po transtibiální amputaci:

- A) z traumatické příčiny,
- B) z vaskulární příčiny.

Výsledné hodnoty testovaných parametrů k **H₀₁** jsou uvedeny v tabulce 4, výsledky statistického testování v přílohách (tab. 9).

Tab. 4 Průměrné hodnoty (směrodatné odchylky) procentuálního rozložení tělesné hmotnosti během klidného stoje pro jednotlivé testované skupiny.

	Z	T	V
	Průměr (směrodatná odchylka)	Průměr (směrodatná odchylka)	Průměr (směrodatná odchylka)
Klidný stoj	-0,62 (2,77)	6,37 (5,74) **	3,0 (8,6) *

Pozn: Kladné hodnoty vyjadřují vyšší zatěžování neamputované dolní končetiny u TTA a zatěžování pravé dolní končetiny u zdravých.

Legenda: **Z** – zdraví (kontrolní skupina), **T** – transtibiálně amputovaní z traumatické příčiny, **V** – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny.

* – $p < 0,05$, ** – $p < 0,01$ ve srovnání se zdravými

Obě testované skupiny TTA se lišily významně od skupiny zdravých probandů – více zatěžovali během stoje neamputovanou dolní končetinu. U amputovaných z důvodu traumatického poranění dolní končetiny byl rozdíl na hladině významnosti $p < 0,01$ a u amputovaných z vaskulární příčiny na hladině $p < 0,05$.

Na základě získaných výsledků hypotézy **H_{01A} i **H_{01B}** zamítáme.**

H₀₂ Není rozdíl ve volní kontrole pohyby během testu „Limits of Stability“ mezi zdravými probandy a jedinci po transtibiální amputaci:

- A) z traumatické příčiny,
B) z vaskulární příčiny.

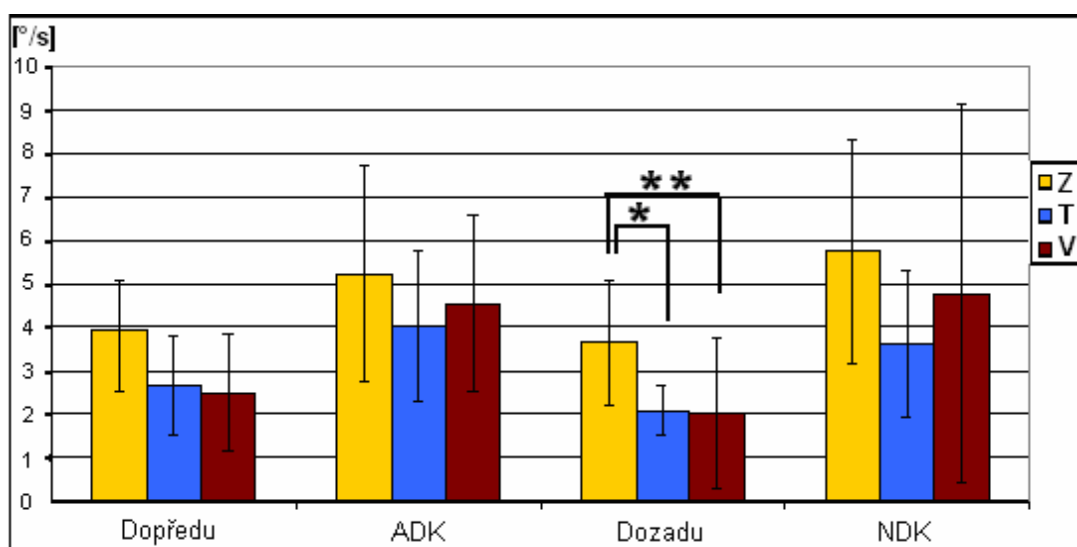
Výsledné hodnoty k H₀₂ jsou uvedeny v Tabulce 5 a graficky znázorněny jsou v grafu 1 – 4. Výsledky statistického testování jsou uvedeny v přílohách (tab. 10 – 14).

Tab. 5 Průměrné hodnoty (směrodatné odchytky) testovaných parametrů testu „Limits of Stability“ pro každý směr pohybu u jednotlivých testovaných skupin

		Z	T	V
		Průměr (směrodatná odchytky)	Průměr (směrodatná odchytky)	Průměr (směrodatná odchytky)
Reaction Time (RT)	Dopředu	0,98 (0,48)	1,11 (0,5)	0,97 (0,61)
	ADK	0,96 (0,47)	0,81 (0,43)	0,73 (0,14)
	Dozadu	0,78 (0,45)	0,74 (0,42)	0,53 (0,34)
	NDK	0,92 (0,32)	0,89 (0,41)	1,07 (0,67)
Movement Velocity (MVL)	Dopředu	3,94 (1,42)	2,63 (1,15)	2,47 (1,36)
	ADK	5,21 (2,49)	4,01 (1,74)	4,54 (2,05)
	Dozadu	3,62 (1,45)	2,05 (0,58) *	2 (1,75) **
	NDK	5,74 (2,59)	3,59 (1,7)	4,77 (4,38)
Endpoint Excursion (EPE)	Dopředu	60,82 (18,88)	54 (10,77)	50,11 (15,9)
	ADK	70,41 (12,36)	65,54 (11,36)	50,4 (19,02) *
	Dozadu	57,53 (9,7)	44,54 (17,79) *	29 (18,35) **
	NDK	80,24 (7,51)	64,46 (22,09) *	59,2 (15,35) **
Maximum Excursion (MXE)	Dopředu	76,59 (9,48)	69,92 (10,31)	67,56 (13,39)
	ADK	80 (10,81)	76,08 (10,18)	69,7 (12,3) **
	Dozadu	79 (11,02)	67,23 (13,89)	43 (18,51) *
	NDK	89 (8,28)	80 (10,71)	77 (19,77)
Directional Control (DCL)	Dopředu	86,76 (5,87)	82,31 (11,07)	73,56 (17,74)
	ADK	86,82 (5,35)	86,38 (5,88)	74,5 (12,64)*
	Dozadu	76,94 (11,72)	68,23 (14,15)	18,9 (21,76)**
	NDK	85,53 (7,79)	83,31 (7,36)	79,9 (13,2)

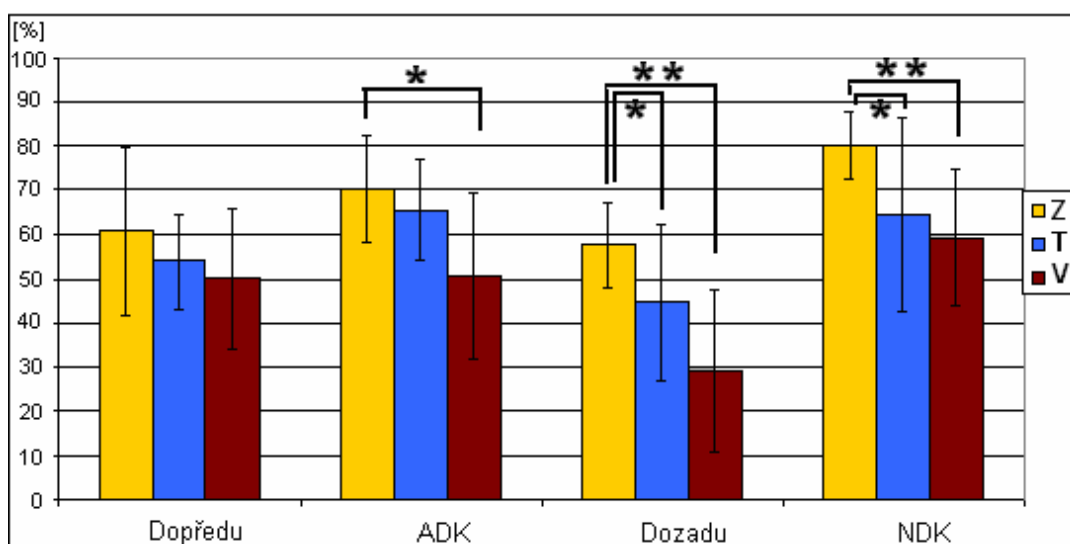
Legenda: Z – zdraví (kontrolní skupina), T – transtibiálně amputovaní z traumatické příčiny, V – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, ADK – na stranu amputované dolní končetiny u amputovaných/na stranu pravé dolní končetiny u kontrolních probandů, NDK – na stranu neamputované dolní končetiny/na stranu levé dolní končetiny u kontrolních probandů

* – p<0,05, ** – p<0,01 ve srovnání se zdravými

Graf 1 Výsledné hodnoty parametru MVL pro jednotlivé testované skupiny

Legenda: Z – zdraví (kontrolní skupina), T – transtibiálně amputovaní z traumatické příčiny, V – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, ADK – na stranu amputované dolní končetiny u experimentální TTA skupiny (na stranu pravé dolní končetiny u kontrolní skupiny), NDK – na stranu neamputované dolní končetiny u experimentální TTA skupiny (na stranu levé dolní končetiny u kontrolní skupiny), ** – $p < 0,01$, * – $p < 0,05$

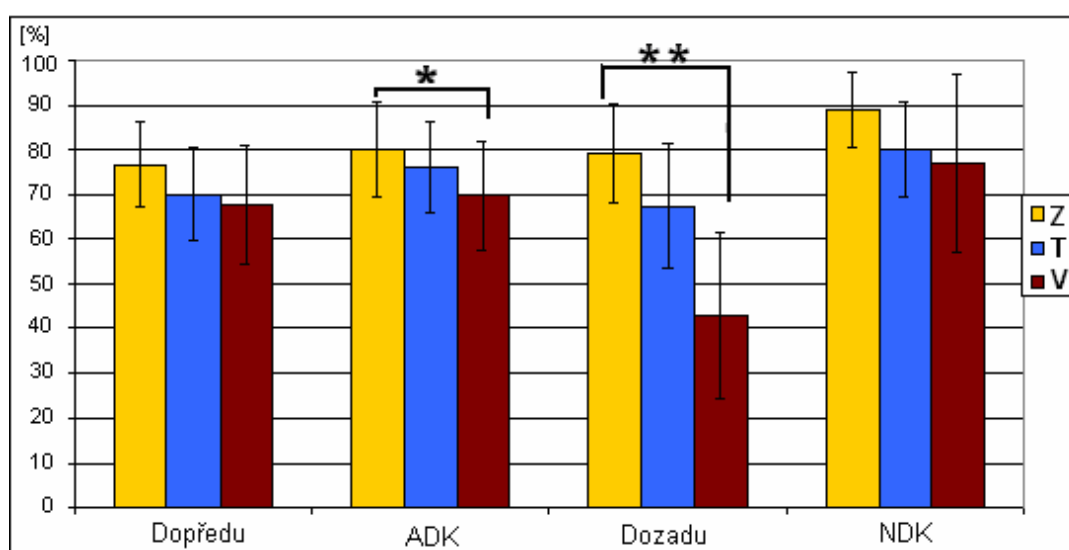
Pro parametr MVL jsme našli významný rozdíl mezi kontrolní skupinou a amputovanými z vaskulární příčiny ($p < 0,01$) a amputovanými v důsledku traumatu ($p < 0,05$) při pohybu směrem dozadu.

Graf 2 Výsledné hodnoty parametru EPE pro jednotlivé testované skupiny

Legenda: Z – zdraví (kontrolní skupina), T – transtibiálně amputovaní z traumatické příčiny, V – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, ADK – na stranu amputované dolní končetiny u experimentální TTA skupiny (na stranu pravé dolní končetiny u kontrolní skupiny), NDK – na stranu neamputované dolní končetiny u experimentální TTA skupiny (na stranu levé dolní končetiny u kontrolní skupiny), ** – $p < 0,01$, * – $p < 0,05$

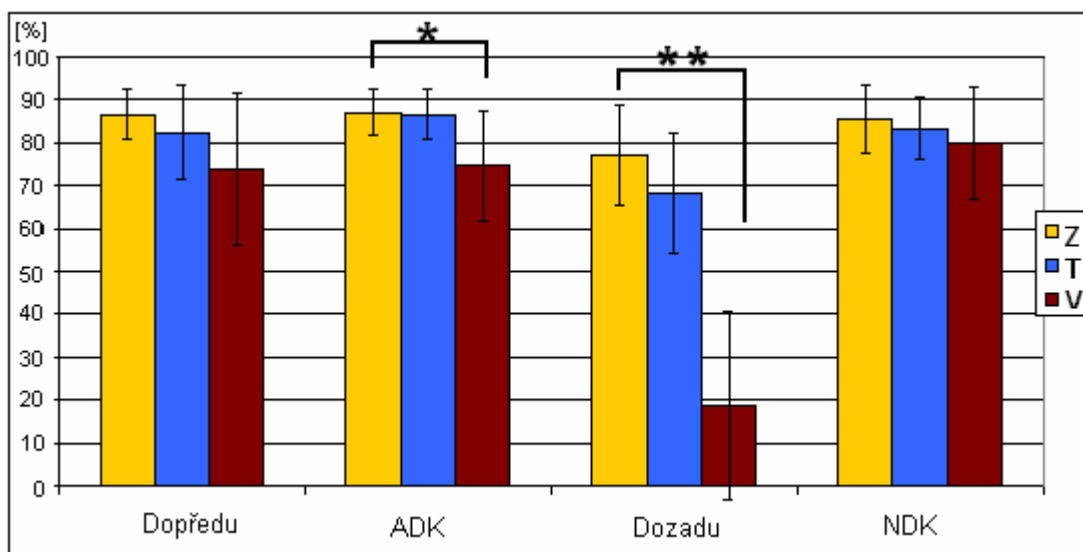
Při hodnocení parametru EPE byl signifikantní rozdíl mezi amputovanými z vaskulární příčiny a zdravými při pohybu na stranu amputované dolní končetiny (DK) ($p < 0,05$), směrem dozadu ($p < 0,01$) a na stranu neamputované DK ($p < 0,01$) ve prospěch kontrolní skupiny zdravých probandů. Mezi zdravými a traumaticky amputovanými byl rozdíl u tohoto parametru při pohybu směrem dozadu a na stranu neamputované DK ($p < 0,05$), kdy zdraví dosahovali lepších výsledků (viz graf 2).

Graf 3 Výsledné hodnoty parametru MXE pro jednotlivé testované skupiny



Legenda: Z – zdraví (kontrolní skupina), T – transtibiálně amputovaní z traumatické příčiny, V – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, **ADK** – na stranu amputované dolní končetiny u experimentální TTA skupiny (na stranu pravé dolní končetiny u kontrolní skupiny), **NDK** – na stranu neamputované dolní končetiny u experimentální TTA skupiny (na stranu levé dolní končetiny u kontrolní skupiny), ** – $p < 0,01$, * – $p < 0,05$

V případě parametru MXE byl statisticky významný rozdíl při pohybu na stranu amputované dolní končetiny ($p < 0,05$) a směrem dozadu ($p < 0,01$) mezi kontrolní skupinou a jedinci po amputaci z vaskulární příčiny.

Graf 4 Znázornění výsledných hodnot parametru DCL pro jednotlivé testované skupiny

Legenda: Z – zdraví (kontrolní skupina), T – transtibiálně amputovaní z traumatické příčiny, V – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, **ADK** – na stranu amputované dolní končetiny u experimentální TTA skupiny (na stranu pravé dolní končetiny u kontrolní skupiny), **NDK** – na stranu neamputované dolní končetiny u experimentální TTA skupiny (na stranu levé dolní končetiny u kontrolní skupiny), ** – $p < 0,01$, * – $p < 0,05$

U parametru DCL existuje významný rozdíl mezi zdravými a amputovanými z vaskulární příčiny při pohybu na stranu amputované DK ($p < 0,05$) a směrem dozadu ($p < 0,01$). V obou případech ve prospěch kontrolní skupiny zdravých probandů.

Pro parametr RT nebyl nalezen významný rozdíl mezi kontrolní skupinou a transtibiálně amputovanými z vaskulární ani traumatické příčiny.

Na základě získaných výsledků H_02A zamítáme pro inklinaci na stranu neamputované dolní končetiny a směrem dozadu pro parametr EPE a pro pohyb směrem dozadu pro parametr MVL. H_02B zamítáme pro pohyb směrem dozadu pro parametry MVL, EPE, MXE a DCL, pro inklinaci na stranu amputované dolní končetiny pro parametry EPE, MXE a DCL pro pohyb na stranu neamputované dolní končetiny pro parametr EPE.

H₀₃ Není rozdíl v automatické kontrole pohyby během testu „Motor Control Test“ mezi zdravými probandy a jedinci po transtibiální amputaci dolní:

- A) z traumatické příčiny,
- B) z vaskulární příčiny.

Výsledné hodnoty testovaných parametrů k H₀₃ jsou uvedeny v tabulkách 6 – 7. Výsledky statistického testování jsou uvedeny v přílohách (tab. 15 – 16). Výsledné hodnoty pro rozložení tělesné hmotnosti jsou uvedeny v grafu 5.

Tab. 6 Průměrné hodnoty (směrodatné odchytky) latence automatické posturální reakce během „Motor Control Test“ pro jednotlivé testované skupiny

	Z (PDK)	Z (LDK)	T	V
	Průměr (směrodatná odchytky)	Průměr (směrodatná odchytky)	Průměr (směrodatná odchytky)	Průměr (směrodatná odchytky)
SB	155,89 (11,76)	155,89 (10,64)	164,62 (31,78)	166 (15,06)
MB	146,47 (8,62)	148,24 (8,83)	150,77 (11,88)	151 (17,92)
LB	147,06 (9,2)	147,65 (9,03)	143,08 (11,82)	146 (14,30)
SF	154,38 (14,13)	150 (10,69)	135,38 (46,12)	155,56 (33,58)
MF	140 (10)	141,76 (11,85)	147,69 (30,59)	146 (24,59)
LF	138,24 (10,74)	140,59 (11,44)	138,46 (9,87)	140 (23,98)

Legenda: **Z** – zdraví (kontrolní skupina), **PDK** – pravá dolní končetina, **LDK** – levá dolní končetina, **T** – transtibiálně amputovaní z traumatické příčiny, **V** – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, **SB** – podtrhy dozadu malé rychlosti, **MB** – podtrhy dozadu střední rychlosti, **LB** – podtrhy dozadu velké rychlosti, **SF** – podtrhy dopředu malé rychlosti, **MF** – podtrhy dopředu střední rychlosti, **LF** – podtrhy dopředu velké rychlosti, **SD** – směrodatná odchytky

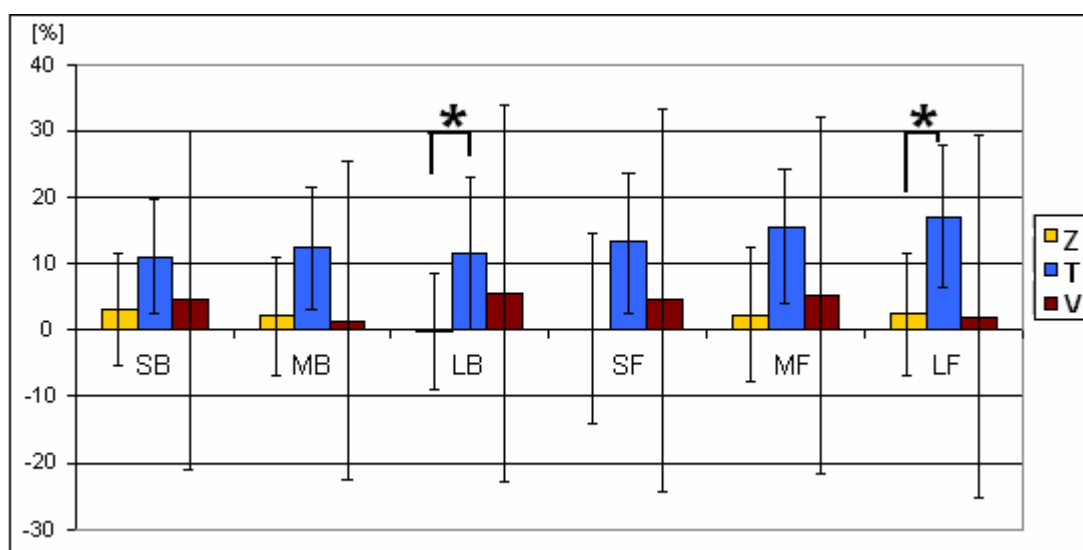
Rozdíl mezi kontrolní skupinou a skupinami transtibiálně amputovaných v rychlosti automatické reakce nebyl pro žádnou testovanou situaci významný.

Tab. 7 Průměrné hodnoty (směrodatné odchylky) procentuálního rozložení tělesné hmotnosti během klidného stoje a v průběhu „Motor Control Test“ pro jednotlivé testované skupiny.

	Z	T	V
	Průměr (směrodatná odchylka)	Průměr (směrodatná odchylka)	Průměr (směrodatná odchylka)
SB	3,12(8,57)	11,15 (8,53)	4,5 (25,3)
MB	2,24 (8,88)	12,38 (9,31)	1,4 (23,9)
LB	-0,24 (8,79)	11,62 (11,51) *	5,6 (28,24)
SF	0,24 (14,23)	13,46 (10,79)	4,5 (28,81)
MF	2,29 (10,05)	15,62 (11,62)	5,2 (26,77)
LF	2,47 (9,25)	17,08 (10,85) *	2 (27,35)

Legenda: **Z** – zdraví (kontrolní skupina), **T** – transtibiálně amputovaní z traumatické příčiny, **V** – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, **SB** – podtrhy dozadu malé rychlosti, **MB** – podtrhy dozadu střední rychlosti, **LB** – podtrhy dozadu velké rychlosti, **SF** – podtrhy dopředu malé rychlosti, **MF** – podtrhy dopředu střední rychlosti, **LF** – podtrhy dopředu velké rychlosti, **SD** – směrodatná odchylka, * – $p < 0,05$ ve srovnání se zdravými

Graf 5 Procentuální rozložení tělesné hmotnosti během translace plošiny pro jednotlivé testované skupiny



Legenda: **Z** – zdraví (kontrolní skupina), **T** – transtibiálně amputovaní z traumatické příčiny, **V** – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, **SB** – podtrhy dozadu malé rychlosti, **MB** – podtrhy dozadu střední rychlosti, **LB** – podtrhy dozadu velké rychlosti, **SF** – podtrhy dopředu malé rychlosti, **MF** – podtrhy dopředu střední rychlosti, **LF** – podtrhy dopředu velké rychlosti, * – $p < 0,05$

Z výsledků je zřejmé, že rozdíl v zatěžování dolních končetin během velkých rychlostí translace plošiny směrem dozadu i dopředu byl mezi kontrolní skupinou a skupinou TTA z traumatické příčiny. V těchto situacích amputovaní více zatěžovali ($p < 0,05$) neamputovanou dolní končetinu ve srovnání se zdravými.

U skupiny TTA z vaskulární příčiny je výrazný rozptyl hodnot v rozložení tělesné hmotnosti.

Hypotézy H_{03A} a H_{03B} není možné na základě získaných výsledků zamítnout pro latence posturálních reakcí a H_{03B} nelze zamítnout ani pro rozložení tělesné hmotnosti během testovaných translací plošiny.

Na základě našich výsledků hypotézu H_{03A} zamítáme pro rozložení tělesné hmotnosti během translace velké rychlosti směrem dozadu i dopředu. Pro ostatní testované situace nelze hypotézu zamítnout.

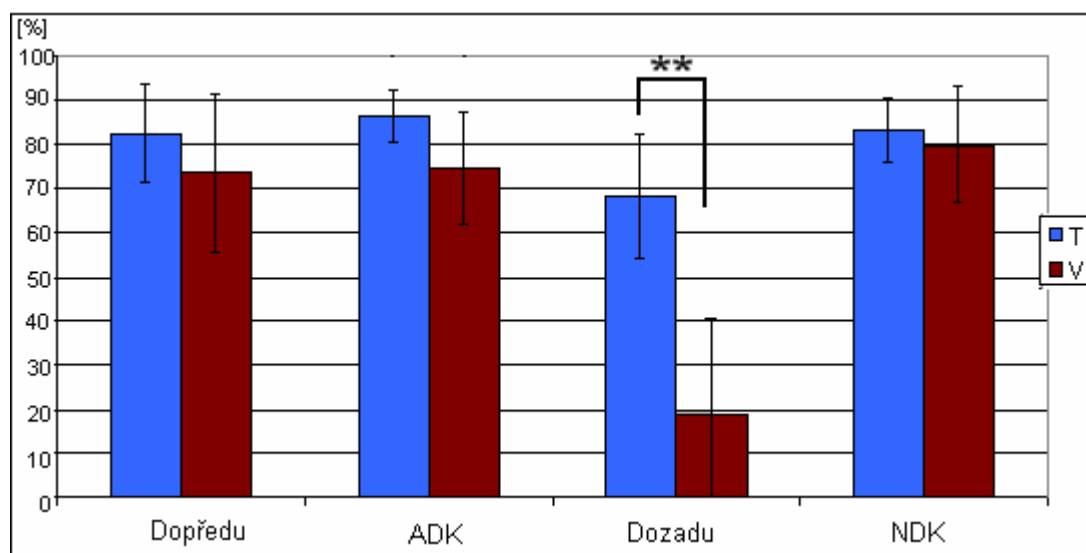
H₀₄ Není rozdíl mezi transtibiálně amputovanými z traumatické a vaskulární příčiny:

- A) v rozložení tělesné hmotnosti během klidného stoje,
- B) ve volní kontrole pohybu během testu „Limits of Stability“,
- C) v automatické kontrole pohybu během testu „Motor Control Test“.

Výsledné hodnoty k H_{04A} jsou uvedeny v tabulce 4, k H_{04B} v tabulce 5 a k H_{04C} v tabulkách 6 – 7. Data jsou znázorněna v grafech 6 – 7.

V rámci hodnocení **H_{04A}** není rozdíl mezi transtibiálně amputovanými z vaskulární a traumatické příčiny v rozložení tělesné hmotnosti během klidného stoje.

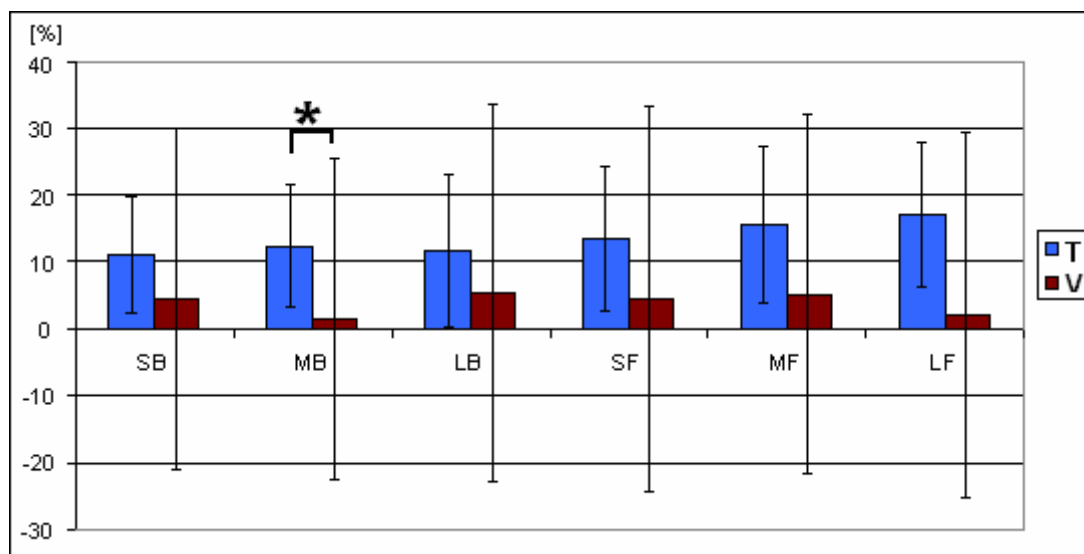
Graf 6 Znázornění výsledných hodnot parametru DCL u transtibiálně amputovaných z traumatické a vaskulární příčiny



Legenda: T – transtibiálně amputovaní z traumatické příčiny, V – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, ADK – na stranu amputované dolní končetiny u experimentální TTA skupiny (na stranu pravé dolní končetiny u kontrolní skupiny), NDK – na stranu neamputované dolní končetiny u experimentální TTA skupiny (na stranu levé dolní končetiny u kontrolní skupiny), ** – $p < 0,01$

V rámci hodnocení **H_{04B}** byl nalezen významný rozdíl ($p < 0,01$) mezi amputovanými pro trauma a amputovanými z vaskulární příčiny ve volní kontrole pohybu během testu „Limits of Stability“ pouze pro parametr DCL při pohybu směrem dozadu.

Graf 7 Procentuální rozložení tělesné hmotnosti během translace plošiny u transtibiálně amputovaných z traumatické a vaskulární příčiny



Legenda: **Z** – zdraví (kontrolní skupina), **T** – transtibiálně amputovaní z traumatické příčiny, **V** – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, **SB** – podtrhy dozadu malé rychlosti, **MB** – podtrhy dozadu střední rychlosti, **LB** – podtrhy dozadu velké rychlosti, **SF** – podtrhy dopředu malé rychlosti, **MF** – podtrhy dopředu střední rychlosti, **LF** – podtrhy dopředu velké rychlosti, * – $p < 0,05$

Pro hypotézu **H₀4C** je z výsledků zřejmé, že významný rozdíl ($p < 0,05$) byl pouze v zatěžování dolních končetin mezi testovanými skupinami transtibiálně amputovaných během střední rychlosti translace plošiny směrem dozadu.

Na základě výsledných hodnot **H₀4A** není možné zamítnout. **H₀4B** zamítáme pro parametr DCL při pohybu směrem dozadu a **H₀4C** zamítáme pro střední rychlost translace směrem dozadu.

6.1.2 2. vědecká otázka

V rámci 2. vědecké otázky ve znění „Existuje vzájemný vztah mezi věkem probandů, dobou užívání protézy a testovanými aspekty posturální kontroly?“ byly posuzovány hypotézy **H₀₅** – **H₀₆**.

H₀₅ Neexistuje vzájemná závislost mezi věkem probandů a:

- A) rozložením tělesné hmotnosti během bipedálního stoje,
- B) volní kontrolou pohybu během testu „Limits of Stability“,
- C) automatickou kontrolou pohybu během testu „Motor Control Test“.

Výsledky statistického porovnání věku testovaných probandů a hodnocených parametrů jsou uvedeny v přílohách (tab. 17 – 19).

V rámci **H_{05A}** byla nalezena závislost pouze u zdravých probandů. U testovaných experimentálních skupin není závislost mezi jejich věkem a mírou zatěžování amputované/neamputované dolní končetiny.

Z výsledných hodnot k testování **H_{05B}** vyplývá, že u zdravých probandů existuje vztah mezi jejich věkem a pohybem směrem dozadu pro parametr DCL a pro pohyb na stranu pravé dolní končetiny pro parametr MXE. U transtibiálně amputovaných z traumatické příčiny byla nalezena tato závislost při pohybu směrem dopředu pro parametry EPE, MXE a DCL. Výsledky všech uvedených parametrů negativně korelovaly s věkem ($p < 0,05$). Pro ostatní testované situace a pro subjekty s amputací z vaskulární příčiny nebyly nalezené vztahy významné.

Na základě hodnocení **H_{05C}** existuje významný vztah mezi věkem zdravých subjektů i transtibiálně amputovaných z důvodu traumatu a latencí reakcí při malém podtrhu vzad i vpřed. Při velkém podtrhu vzad byla prokázána souvislost pouze u zdravých jedinců. V těchto případech se ukázalo, že se latence reakce prodlužuje se zvyšujícím se věkem ($p < 0,05$). Mezi testovanými parametry a věkem amputovaných z vaskulární příčiny nebyla nalezena závislost.

Na základě výsledných hodnot hypotézu H_{05A} zamítáme pro zdravé jedince, hypotézu H_{05B} pro zdravé subjekty v případě pohybu směrem dozadu pro parametr DCL a pro pohyb na stranu pravé dolní končetiny pro parametr MXE. Dále potom pro transtibiálně amputované z traumatické příčiny při pohybu směrem dopředu pro parametry EPE, MXE a DCL. Hypotézu H_{05C} zamítáme pro latenci reakcí u zdravých i transtibiálně amputovaných pro trauma při podtrhu vzad i vpřed o malé rychlosti a dále pouze u zdravých pro translaci vzad velkou rychlosti .

H_{06} Neexistuje vzájemná závislost mezi dobou užívání protézy u transtibiálně amputovaných a:

- A) rozložením tělesné hmotnosti během bipedálního stoje,
- B) volní kontrolou pohybu během testu „Limits of Stability“,
- C) automatickou kontrolou pohybu během testu „Motor Control Test“.

Výsledky statistického porovnání doby užívání protézy u TTA a hodnocených parametrů jsou uvedeny v přílohách (tab. 20 – 22).

Na základě hodnocení H_{06A} není zřejmá souvislost s dobou užívání protézy a rozložením tělesné hmotnosti u transtibiálně amputovaných.

V rámci posuzování hodnot k hypotéze H_{06B} byl nalezen vzájemný vztah mezi dobou užívání protézy u transtibiálně amputovaných z traumatické příčiny pro parametr EPE při pohybu směrem dopředu (negativní korelace, $p < 0,05$) a pro parametr DCL při pohybu na stranu amputované dolní končetiny (pozitivní korelace, $p < 0,05$). Pro ostatní testované parametry u této skupiny a pro skupinu amputovaných z vaskulární příčiny nebyla nalezena souvislost.

Při hodnocení H_{06C} nebyla nalezena souvislost mezi dobou užívání protézy a automatickou kontrolou pohybu.

H_{06A} není možné zamítnout. H_{06B} zamítáme pro transtibiálně amputované z důvodu traumatu pro parametr EPE při pohybu směrem dopředu a pro parametr DCL při pohybu směrem dozadu. H_{06C} není možné zamítnout.

6.2 Výsledky k 2. dílčí studii

6.2.1 3. vědecká otázka

V rámci 3. výzkumné otázky ve znění „Má změna nastavení protézy u transtibiálně amputovaných vliv volní kontrolu pohybu“ byly posuzovány hypotézy **H₀ 7–H₀8**.

H₀7 Změna nastavení protetického chodidla nemá vliv na volní kontrolu pohybu během testu „Limits of Stability“ u jedinců po amputaci dolní končetiny.

Výsledné hodnoty testovaných parametrů jsou uvedeny v tabulce 8, výsledky statistického testování v přílohách (tab. 23 – 26).

Tab. 8 Průměrné hodnoty (směrodatné odchylky) testovaných parametrů a hladiny významnosti u jednotlivých testovaných nastavení u skupiny transtibiálně amputovaných

Nastavení protézy	Směr pohybu	MXE	EPE	DCL	MVL	RT
		Průměr (směrodatná odchylka)	Průměr (směrodatná odchylka)	Průměr (směrodatná odchylka)	Průměr (směrodatná odchylka)	Průměr (směrodatná odchylka)
Optimální	Dopředu	74,5 (13,55)	53,9 (16,6)	76,3 (17,94)	2,9 (1,68)	0,81 (0,44)
	Na stranu ADK	72 (10,25)	51,5 (21,99)	77,1 (9,97)	4,29 (1,72)	0,79 (0,35)
	Dozadu	52,6 (20,28) d**	37,1 (17,47) d*	41,6 (30,34) d**	1,98 (1,05)	0,45 (0,25) d*
	Na stranu NDK	76,9 (19,79)	62,8 (18,16)	76,5 (16,17)	3,91 (1,1)	0,79 (0,31)
O 1 cm kratší protéza	Dopředu	79 (10,66)	60,7 (13,1)	82,8 (7,86)	3,02 (1,51)	0,96 (0,37)
	Na stranu ADK	70,9 (11,73) dan*	61,1 (16,19)	79 (13,38)	4,23 (2,58)	0,99 (0,61)
	Dozadu	54,2 (24,07) d**	39,7 (16,91) d**	54,2 (28,66) d**	2,39 (1,24)	0,63 (0,23) dap*
	Na stranu NDK	81 (10,06)	66,9 (19,4)	80,4(8)	3,35 (1,29)	0,7 (0,4)
O 1 cm delší protéza	Dopředu	76,6 (12,95)	59,1 (19,13)	83,3 (10,7)	3,44 (1,69)	1,0 (0,36)
	Na stranu ADK	72,1 (12,78)	59,3 (12,07)	82,7 (8,56)	3,29 (1,32)	0,76 (0,35)
	Dozadu	54,9 (11,24) d**	39,4 (11,85) d**	47,5 (28,8) d**	2,42 (1,97)	0,83 (0,35)
	Na stranu NDK	79,1 (9,93)	63,9 (19,18)	86,9 (5,22)	3,39 (1,15)	0,81 (0,39)
5° plantární flexe chodidla	Dopředu	79 (14,41)	64,5 (14,59)	82,2 (8,92)	3,58 (1,41)	0,94 (0,62)
	Na stranu ADK	71,1 (9,04) dan*	55,5 (17,63) dan*	81,4 (12,98)	3,32 (1,11)	0,82 (0,38)
	Dozadu	49,6 (13,67) d**	36,5 (6,33) d**	46,1 (31,15) d**	1,72 (0,63) d**	0,78 (0,39)
	Na stranu NDK	81,3 (11,17)	68,2 (17,5)	84,4 (6,83)	3,57 (0,83)	0,79 (0,35)
5° dorzální flexe chodidla	Dopředu	73,6 (12,49)	60,6 (15,85)	84 (6,31)	2,86 (1,03)	1,16 (0,55)
	Na stranu ADK	69,4 (11,51) dan*	51,4 (16,26) dan**	82,4 (8,77)	4,5 (1,93)	0,96 (0,32)
	Dozadu	51,8 (18,96) d***	39,1 (15,5) d**	58 (33,54) d**	2,26 (1,16)	0,62 (0,28) d*
	Na stranu NDK	81,7 (15,9)	74,2 (15,8)	83,2 (8,72)	3,78 (1,48)	0,95 (0,58)

Legenda: MXE – maximální exkurze, EPE – bod prvního zaváhání, DCL – kontrola směru pohybu, MVL – rychlost pohybu, RT – reakční čas, **d** – rozdíly mezi jedním směrem a všemi ostatními testovanými směry, **dap** – rozdíly mezi inklinací směrem anteriorně a posteriorně, **dan** – rozdíly jen mezi inklinací na stranu amputované a neamputované dolní končetiny, * – p<0,05; ** – p<0,01

Vliv změny nastavení protetického chodidla se projevil při pohybu směrem dozadu pro parametr DCL, který dosahoval významně vyšších hodnot (p<0,05) při nastavení chodidla do dorzální flexe ve srovnání s optimálním nastavením. Dále potom pro parametr RT, který dosahoval vyšších hodnot (p<0,05) při prodloužení protézy o 1 cm ve srovnání s optimálním

nastavením. Pro ostatní testovaná nastavení protézy a jednotlivé testované směry nebyl rozdíl významný.

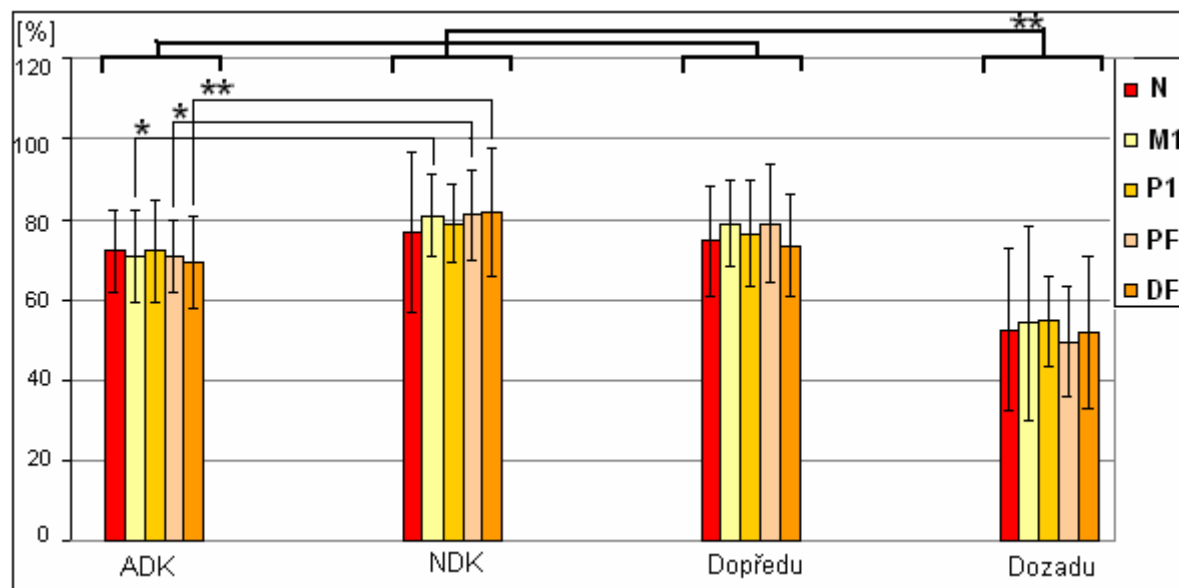
Na základě získaných dat zamítáme H_07 pro parametry DCL a RT při pohybu směrem dozadu při nastavení chodidla do dorzální flexe a při prodloužení protézy o 1 cm ve srovnání s optimálním nastavením protézy. Pro ostatní testované situace není možné hypotézu zamítnout.

H_08 Není rozdíl v realizaci testu „Limits of Stability“ v závislosti na testovaných směrech pohybu pro jednotlivá testovaná nastavení protetického chodidla.

Výsledné hodnoty testovaných parametrů jsou uvedeny v tabulce 8, výsledky statistického testování v přílohách (tab. 23 – 26). Vybrané parametry jsou graficky znázorněny (graf 8 – 9).

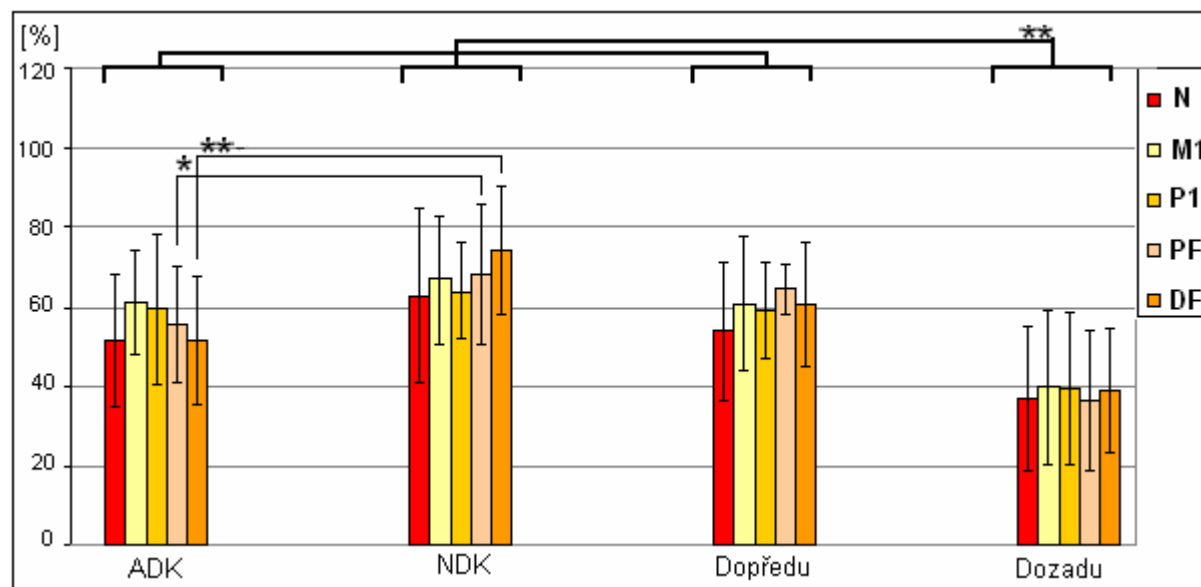
Na základě výsledných hodnot je zřejmé, že hodnoty parametrů MXE ($p < 0,001$), EPE (pro normální nastavení $p < 0,05$, pro všechna ostatní $p < 0,001$) a DCL ($p < 0,001$) pro pohyb směrem dozadu byly významně nižší ve srovnání s ostatními testovanými směry. Výsledné hodnoty parametrů RT a MVL byly menší při pohybu dozadu jen pro některá testovaná nastavení. V případě parametru RT byly signifikantně snižené hodnoty při pohybu směrem dozadu ve srovnání s ostatními testovanými směry ($p < 0,05$) při optimálním nastavení protézy a nastavením protetického chodidla do dorzální flexe. Hodnoty parametru MVL byly významně nižší směrem dozadu ve srovnání s ostatními testovanými směry pouze při nastavení chodidla do plantární flexe ($p < 0,05$).

Graf 8 Výsledné hodnoty parametru MXE pro testovaná protetická nastavení u experimentální skupiny v jednotlivých směrech



Legenda: ADK – pohyb na stranu amputované dolní končetiny u experimentální skupiny, NDK – pohyb na stranu neamputované dolní končetiny u experimentální skupiny, N – optimální nastavení, M1 – protéza zkrácená o 1 cm, P1 – protéza prodloužená o 1 cm, PF – protetické chodidlo nastavené do 5° plantární flexe, DF – protetické chodidlo nastavené do 5° dorzální flexe. * – $p < 0,05$, ** – $p < 0,01$.

Graf 9 Výsledné hodnoty parametru EPE pro testovaná protetická nastavení u experimentální skupiny v jednotlivých směrech



Legenda: ADK – pohyb na stranu amputované dolní končetiny u experimentální skupiny, NDK – pohyb na stranu neamputované dolní končetiny u experimentální skupiny, N – optimální nastavení, M1 – protéza zkrácená o 1 cm, P1 – protéza prodloužená o 1 cm, PF – protetické chodidlo nastavené do 5° plantární flexe, DF – protetické chodidlo nastavené do 5° dorzální flexe.

* – $p < 0,05$, ** – $p < 0,01$.

Mezi pohybem na stranu amputované a na stranu neamputované dolní končetiny existuje rozdíl pro parametr MXE při zkrácení protézy, nastavení chodidla do plantární a dorzální flexe ($p < 0,05$) (graf 8). Dále pro parametr EPE v případě nastavení chodidla do plantární flexe ($p < 0,05$) a dorzální flexe ($p < 0,001$) (graf 9). V obou případech bylo dosaženo vyšších hodnot ve prospěch pohybu na stranu neamputované dolní končetiny. Rozdíl byl rovněž nalezen pro parametr MVL ($p < 0,05$) při nastavení chodidla do dorzální flexe, kdy byl pohyb na stranu amputované dolní končetiny ve srovnání s pohybem na stranu neamputované dolní končetiny rychlejší.

Významný rozdíl mezi pohybem směrem dopředu a pohybem směrem dozadu byl nalezen pouze pro parametr RT ($p < 0,05$) při zkrácení protézy ve prospěch pohybu směrem dopředu.

Pro ostatní testované směry a protetická nastavení nebyly rozdíly významné.

Na základě porovnání hypotézu H_08 zamítáme pro pohyb směrem dozadu u všech testovaných nastavení pro parametry MXE, EPE a DCL. Dále pro pohyb na stranu amputované dolní končetiny ve srovnání s neamputovanou dolní končetinou v případech nastavení protézy do dorzální flexe pro parametry MXE, EPE a MVL a při nastavení protézy do plantární flexe pro parametry MXE a EPE. V rámci porovnání pohybu směrem dopředu a dozadu zamítáme hypotézu pouze pro parametr RT při zkrácení protézy.

6.3 Výsledky k 3. dílčí studii

Vědecká otázka „Dochází u transtibiálně amputovaných k adaptaci posturální kontroly na užívání protézy“ byla posuzována na základě kazuistických hodnocení:

- a) krátkodobých změn v důsledku používání protézy v průběhu jednoho roku u nového protetického uživatele,
- b) dlouhodobějších změn u zkušenějších uživatelů protézy s odstupem 3,4 až 4 roky.

6.3.1 Krátkodobé změny

Z hlediska posouzení krátkodobých změn vlivem užívání protézy byl kazuisticky hodnocen 1 muž po transtibiální amputaci. Bližší charakteristika probanda je uvedena v metodické části. Pacient byl hodnocen opakovanými měřeními pomocí testu symetrie rozložení tělesné hmotnosti během stoje, testem „Motor Control Test“ a testem „Limits of Stability“. Bylo u něj realizováno celkem 6 měření (počítáno ode dne vybavení protézou):

- 0.** – v den vybavení protézou (TTA byl schopen pouze stoje),
- I.** – druhý den,
- II.** – po deseti dnech,
- III.** – po dvou týdnech (v den ukončení hospitalizace na lůžkové rehabilitaci),
- IV.** – po sedmi týdnech (v době ambulantní rehabilitace),
- V.** – po 13 měsících.

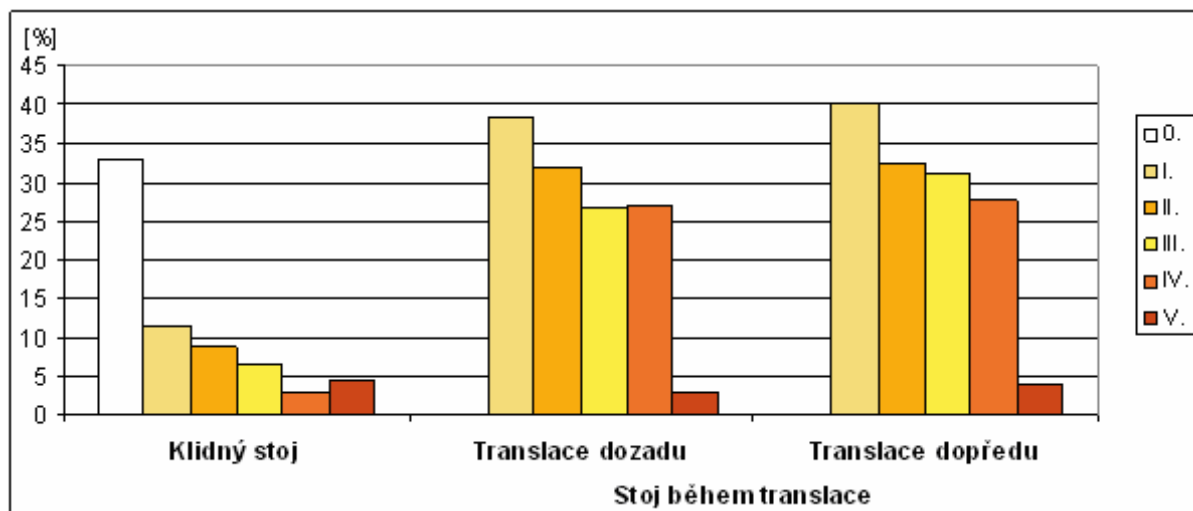
Výsledky testu symetrie rozložení tělesné hmotnosti během stoje a testu „Motor Control Test“

Z jednorozměrného měření probanda po traumatické transtibiální amputaci je zřejmé, že se v závislosti na době užívání protézy snižovalo preferenční zatěžování neamputované dolní končetiny během klidného stoje i během stoje dynamického na pohyblivé plošině (viz graf 10).

Při měření v den vybavení protézou zatěžoval pacient neamputovanou končetinu na 32,8 % tělesné hmotnosti. Amputovanou končetinu k přenesení tělesné hmotnosti aktivně téměř nevyužíval a nebyl schopen stoje na pohyblivé plošině. S postupem času, který uplynul od vybavení protézou, se zvyšovala symetrie zatížení obou dolních končetin a tedy i „aktivní“ podíl amputované dolní končetiny s protézou na bipedálním stoji. Normálního zatížení obou

dolních končetin (asymetrie zatížení dolních končetin je maximálně 10 % tělesné hmotnosti) dosáhl proband desátý den fyzioterapie s protézou

Graf 10 Procentuální rozložení tělesné hmotnosti během klidného stoje a stoje na pohyblivé plošině



Legenda: 0. – v den vybavení protézou (TTA byl schopen pouze stoje), I. – druhý den, II. – po deseti dnech, III. – po dvou týdnech (v den ukončení hospitalizace na lůžkové rehabilitaci), IV. – po sedmi týdnech (v době ambulantní rehabilitace), V. – po 13 měsících.

Pozn. Pro stoj během translace podložky představuje uvedená hodnota průměr všech testovaných rychlostí translací.

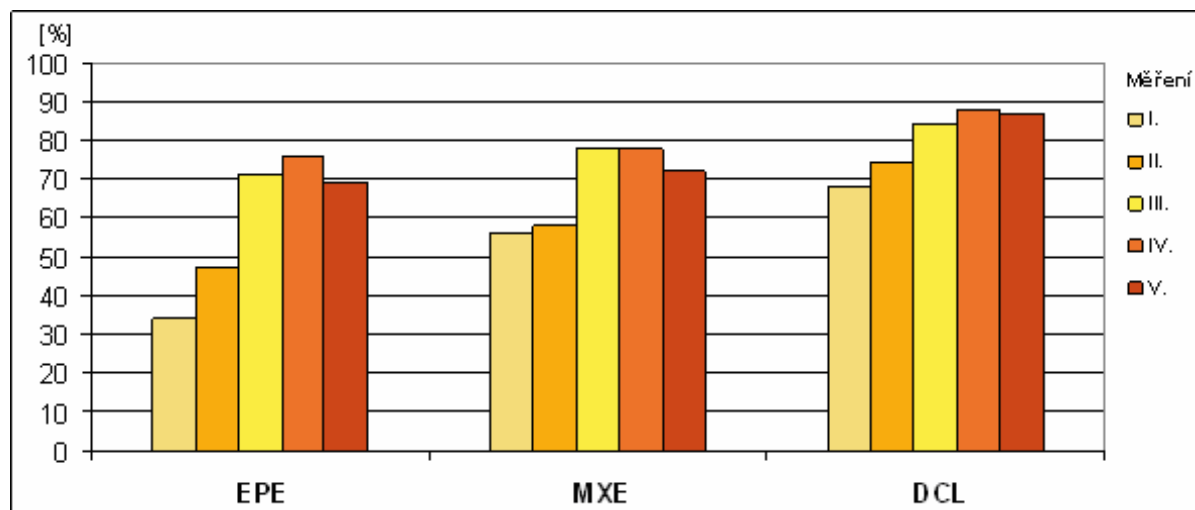
Již druhý den tréninku stoje a chůze s protézou byl pacient schopen se udržet ve stoji i během translace podložky dozadu i dopředu (absolvoval všechny dílčí testované situace testu, respektive rychlosti translace podložky). Stejně jako ve vzpřímeném stoji se s postupem času zvyšovala symetrie zatížení obou dolních končetin během posunu plošiny dozadu i dopředu (viz graf 10). Tendence k symetrii stoje na dynamické plošině je méně patrná v průběhu rehabilitace (měření I. – IV.) ve srovnání s prostým stojem. Při IV. měření pacient ještě udával „zřetelnou“ fantomovou bolest, která se již v průběhu V. měření nevyskytovala. Normálních hodnot dosáhlo rozložení tělesné hmotnosti během automatické posturální reakce až více než rok po amputaci, tedy za situace, kdy byla výrazně snížena subjektivně udávaná nocicepce. Nicméně pro každé měření je zřejmé preferenční zatěžování neamputované dolní končetiny.

Výsledky testu „Limits of Stability“

Volní kontrola pohybu těžiště těla na stranu amputované dolní končetiny se v průběhu rehabilitace zlepšovala. Kontinuálně se zvyšovala (I. – IV měření) kontrola směru pohybu,

maximální vychýlení na stranu amputované DK i bod „prvního zaváhání“ (viz graf 11). Po 13 měsících došlo k mírnému poklesu hodnot. Hodnoty parametrů EPE a MXE byly i během posledního měření pod hranicí normy pro zdravé subjekty udávané v operačním manuálu. Parametr DCL dosáhl normálních hodnot během III. měření.

Graf 11 Kontrola pohybu během testu „Limits of Stability“ na stranu amputované DK pro jednotlivá měření



Legenda: I. – druhý den, II. – po deseti dnech, III. – po dvou týdnech (v den ukončení hospitalizace na lůžkové rehabilitaci), IV. – po sedmi týdnech (v době ambulantní rehabilitace), V. – po 13 měsících.

6.3.2 Dlouhodobější změny

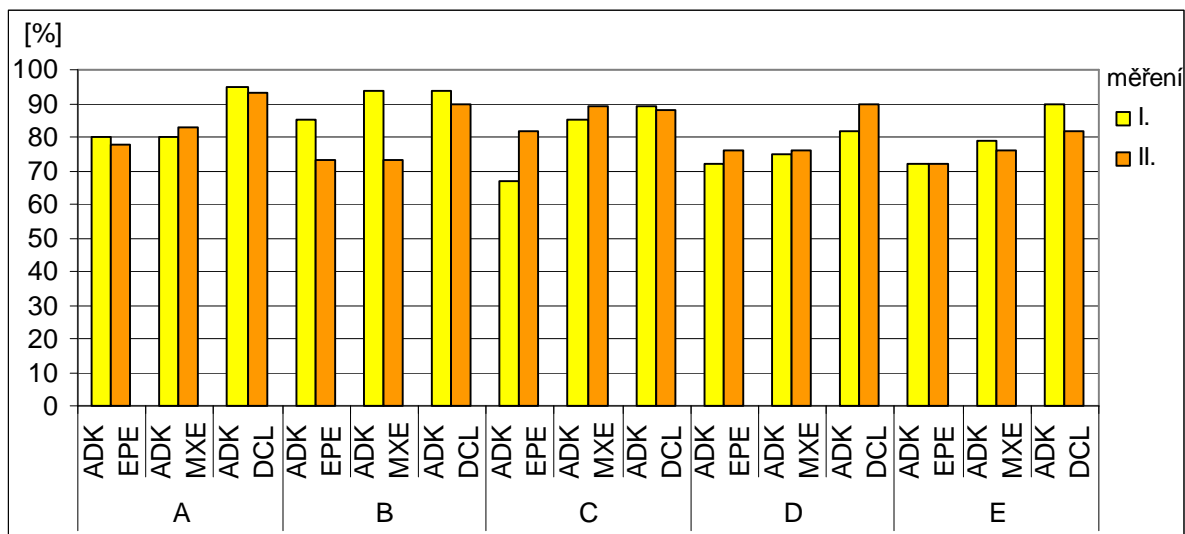
Z hlediska hodnocení dlouhodobějších změn jsme měli možnost změřit celkem 5 transtibiálně amputovaných mužů (označených A - E), s odstupem 3,5 až 4 roky mezi prvním (I.) a druhým (II.) měřením. Jednalo se o poměrně heterogenní skupinu jedinců, kteří se lišili věkem, dobou užívání protézy a příčinou amputace. Každý testovaný jedinec této části studie je popsán zvlášť.

Všech pět probandů absolvovalo během obou měření test „Limits of Stability“ a „Motor Control Test“. Výsledné hodnoty pro jednotlivé probandy i měření jsou zobrazeny graficky (graf 12 – 15).

Výsledky testu „Limits of Stability“

U tohoto testu jsme hodnotili parametry EPE, MXE a DCL při pohybu na stranu amputované dolní končetiny (viz graf 12).

Graf 12 Výsledné hodnoty parametrů testu LOS při pohybu na stranu amputované dolní končetiny

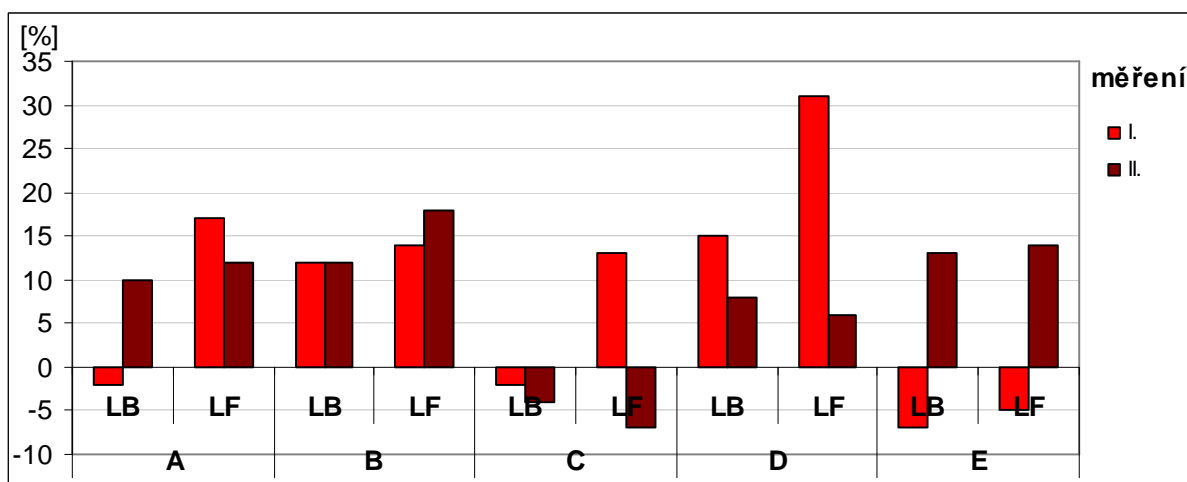


Legenda: A-E – označení testovaných probandů, **ADK** – amputovaná dolní končetina, **EPE** – endpoint excursion (bod prvního zaváhání), **MXE** – maximal excursion (nejzazší dosažený bod), **DCL** – directional control (kontrola směru pohybu).

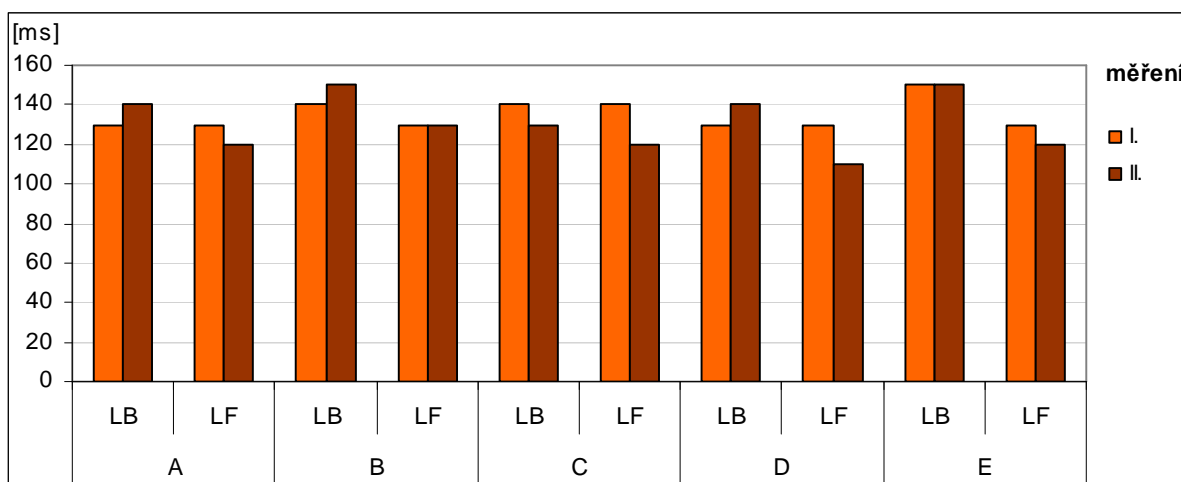
Test „Motor Control Test“

V rámci testu automatických posturálních reakcí byla hodnocena symetrie zatížení obou dolních končetin během velké rychlosti translace plošiny dopředu i dozadu (viz graf 13). Dále byla posuzována latence reakce neamputované dolní končetiny na pohyb podložky (viz graf 14).

Graf 13 Rozložení tělesné hmotnosti během velké rychlosti translace plošiny



Legenda: A-E – označení testovaných probandů, **LB** – velká translace směrem dozadu, **LF** – velká translace směrem dopředu

Graf 14 Latence reakcí na velké rychlosti translace plošiny

Legenda: A-E – označení testovaných probandů, LB – velká translace směrem dozadu, LF – velká translace směrem dopředu

Za zhoršení/zlepšení volní kontroly pohybu během testu LOS a zhoršení/zlepšení mimovolní kontroly během testu MCT byla považována situace, kdy byl rozdíl výsledných hodnot testovaných parametrů mezi oběma měřeními (I. a II.) 10 % nebo více (u testu LOS 9,89 % představuje průměrnou směrodatnou odchylku pro výsledky měření u zdravých subjektů, u testu MCT to je 9,96 %). Jako 100 % se u testu LOS uvažují teoretické maximální limity stability, u testu MCT představuje 100 % výhradní zatěžování jedné dolní končetiny.

Proband „A“

Transtibiálně amputovaný z traumatické příčiny. V době I. měření byl ve věku 65 let a používal protézu 45 let. Druhé měření bylo realizováno s odstupem téměř 4 let od měření prvního.

Ve výsledcích parametrů testu LOS není zřejmý výraznější rozdíl (rozdíl více než 10 %) mezi jednotlivými testováními a parametry. Během testu MCT se zvýšilo zatěžování neamputované dolní končetiny o více než 10 % při pohybu podložky směrem dozadu při druhém měření. Předpokládáme, že důvodem je bolest dolní části zad, kterou pacient udával až při druhém měření a jeho vyšší věk.

Proband „B“

Levostranně amputovaný z traumatické příčiny. V době prvního měření byl ve věku 55 let a používal protézu 23 let. Z výsledných hodnot testu LOS vyplývá, že u tohoto muže došlo s odstupem 3,6 let ke snížení, respektive ke zhoršení maximální inklinace na stranu

amputované DK (rozdíl byl větší než 10 % vzhledem k první naměřené hodnotě). Ke zhoršení došlo i u parametru kontroly směru pohybu (DCL), nicméně zde byl rozdíl menší než 10% hranice. Zatížení amputované dolní končetiny se nezměnilo pro obě měření při translaci podložky dozadu a zvýšilo se při druhém měření během translace podložky dopředu (méně než o 10 %).

Z hodnocených anamnestických údajů vyplývá, že v době druhého měření (na rozdíl od měření prvního) udával pacient bolesti dolní části zad. U pacienta se nezměnila doba užívání protézy v průběhu dne, typ používaného chodidla ani subjektivně vnímaná jistota během chůze.

Předpokládáme, že u probanda „B“ může snížená maximální inklinace těla testovanými směry i zvýšené zatěžování neamputované DK při translaci plošiny během druhého měření mít souvislost s bolestí v dolní části zad i se zvýšeným věkem subjektu.

Proband „C“

Levostranně amputovaný z traumatické příčiny. V době prvního měření byl ve věku 36 let a užíval protézu 3 roky. Pro test LOS v průběhu 3,4 let došlo ke zlepšení parametru EPE (bod prvního zaváhání) na stranu amputované DK o více než 10 %. Pro další testované parametry došlo ve většině případů k mírnému zlepšení. Během testu MCT se snížila latence reakce o 10 ms směrem dozadu a o 20 ms směrem dopředu. Z výsledků rozložení tělesné hmotnosti během automatické reakce při testu MCT je zřejmé, že proband měl spíše tendence preferovat k posturální kontrole amputovanou dolní končetinu. V případě translace směrem dopředu byl rozdíl mezi oběma měřeními 20 %.

Z výsledků testu MCT je zřejmé, že proband ve srovnání s prvním měřením více využíval ke kontrole pohybu při druhém měření amputovanou dolní končetinu. Pacient udával při druhém měření bolesti dolní části zad a bolesti kyčelního kloubu na straně neamputované dolní končetiny. Můžeme předpokládat, že se bolest neamputované dolní končetiny v souvislosti s užíváním protézy dále prohlubovala a tedy mohla vést k vyššímu využívání amputované dolní končetiny a k automatické posturální kontrole. Rychlost reakce na externí podnět (translaci plošiny) se nicméně při druhém měření se zvýšila. Můžeme tak do určité míry spekulovat, že i tři roky po počátku užívání protetické pomůcky se testované aspekty posturální kontroly u mladých jedinců zlepšují.

Proband „D“

Pravostranně transtibiálně amputovaný pro traumatické poranění DK. V době prvního měření ve věku 34 let, protetickým uživatelem po dobu 1 roku.

Při druhém měření 3,4 let po měření prvním bylo zlepšení testovaných parametrů v rámci testu LOS pro pohyb na stranu ADK bylo zlepšení pod 10% hranicí. Během testu MCT se zvýšila symetrie zatížení dolních končetin při druhém měření o více než 10 %.

Předpokládáme, že největší podíl na zlepšení posturální kontroly probanda „D“ měla zvýšená adaptace na užívání protézy při druhém měření (při prvním měření byl pacient protetickým uživatelem pouze 1 rok). U tohoto pacienta mohlo mít pozitivní vliv i to, že mezi měřeními došlo ke změně chodidla typu Sureflex na dynamičtější chodidlo typu Variflex a pacient neudával oproti prvnímu měření bolesti v kyčelním kloubu na straně neamputované DK.

Proband „E“

Jednalo se o levostranně transtibiálně amputovaného, kterému v době prvního měření bylo 63 let, a byl protetickým uživatelem po dobu 4 let. Jako jediný ze skupiny posuzovaných jedinců měl protetické chodidlo typu SACH a amputovaný byl z vaskulární příčiny. Měření byla realizována s časovým odstupem 3,4 roku.

Výsledné rozdíly hodnot parametrů testu LOS mezi oběma měřeními měly spíše tendenci ke zhoršení, nicméně vždy pod 10% hranicí. Během prvního měření testu MCT preferoval proband více stoj na amputované DK, při druhém měření stoj na neamputované DK. V tomto případě přisuzujeme zhoršení zejména vyššímu věku – probandovi bylo v době druhého měření 67 let.

Shrnutí výsledků k dílčí studii 3b

Tendenci k vyšší symetrii stoje během testu MCT a k lepší kontrole pohybu v testu LOS při II. měření měly subjekty „C“ a „D“. V obou případech se jednalo o mladé jedince, kteří byli protetickými uživateli relativně krátkou dobu. Subjekty „A“, „B“ a „E“, které měly spíše tendence ke zhoršení testovaných aspektů posturální kontroly, měly vyšší věk a vždy během druhého měření uváděly navíc bolest.

7 DISKUSE

Amputace dolní končetiny představuje významný faktor, který limituje protetické uživatele v běžném životě a odráží se ve zhoršené posturální kontrole amputovaných (Isakov, 1992; Jones et al., 1997; Jones et al., 2001; Vrieling et al., 2008a). Publikované studie i klinická praxe opakovaně prokazují, že amputovaní jedinci mají nižší stabilitu, která může být příčinou častých pádů, v průběhu stoje i chůze (Gauthier-Gagnon et al., 2006; Viton et al., 2000). Příčinou jsou zejména změněné senzomotorické strategie amputovaných. Zhoršená posturální stabilita u těchto jedinců se projevuje během klidného stoje například zvýšenými posturálními titubacemi (Jones et al., 1997; Viton et al., 2000), které jsou výraznější při zavřených očích (Gauthier-Gagnon et al., 2006; Kovounoudias et al., 2005) nebo při realizaci dual-task úloh během klidného vzpřímeného stoje (Guerts et al., 1991). Vzhledem k mechanickým vlastnostem protézy je u transtibiálně amputovaných v rámci pohybových strategií omezená možnost využití kotníkové strategie na straně amputované dolní končetiny (Guerts et al., 1991; Guerts & Mulder, 1992). Více proto využívají méně efektivní strategii kyčelní, která má zvýšené nároky na intaktní končetinu (Arui et al., 1997; Guerts et al., 1991; Guerts & Mulder, 1992).

Skutečnost, že protéza dolní končetiny nemůže plně substituovat fyziologický pohyb nohy, současně s faktem, že zcela schází sensorická aference z amputované části, jsou důsledkem preferenčního využívání neamputované dolní končetiny k posturální kontrole. Řada studií prokázala, že po transtibiální i transfemorální amputaci dochází k vyššímu zatěžování intaktní končetiny během stoje i chůze (Donker & Beek, 2002; Isakov et al., 1992; Jones et al., 1997; Kovoundais, 2005; Nadollek, 2002; Summers et al., 1987; Svoboda, 2008). Bylo navíc prokázáno, že během dynamické balance jako je stoj na pohyblivé plošině nebo při stojné fázi chůze se ještě více snižuje zatěžování amputované končetiny ve srovnání s klidným stojem (Jones et al., 1997; Vrieling et al., 2008a). Schopnost efektivně přenést tělesnou hmotnost přes amputovanou dolní končetinu je přitom nezbytná pro symetrizaci chůze a představuje jeden z klíčových cílů rehabilitace (Donker & Beek, 2002; Gauthier-Gagnon, 2000).

Alterovaná posturální kontrola u transtibiálně amputovaných je tedy důsledkem biomechanických i neurofyziologických změn, které se vzájemně prolínají a vedou k vytvoření náhradních adaptačních a kompenzačních mechanismů. Minimalizovat dopad

těchto změn na kvalitu života amputovaných je předmětem mnoha studií a prioritním zájmem specialistů v protetice, fyzioterapii, chirurgii a dalších oborech.

Efektivita posturální stabilizace u lidí po amputaci dolní končetiny je determinována zejména výškou a příčinou amputace, délkou pahýlu nebo nociceptivními a fantomovými vjemy (Sabolich & Ortega, 1994; Arwert et al., 2007). Na kvalitu života mají navíc vliv i faktory jako jsou věk, body mass index, komorbidita, čas mezi operací a aplikací protézy, doba užívání protézy, ale také volba a nastavení protetických komponent (Bhangu et al., 2009; Blumentritt et al., 1999; Fang et al., 2007; Pohjolainen & Alaranta, 1991;). V neposlední řadě se na celkovém komfortu pacienta podílí jeho sociální situace nebo motivace (Greive & Lankhorst, 1996).

Posturografické vyšetření standardizovaným způsobem simuluje podmínky reálného prostředí, což představuje jedno ze stěžejních pozitiv této metody. K posouzení posturální kontroly amputovaných pacientů byly zvoleny testy „Motor Control Test“ a „Limits of Stability“. Během „Motor Control Test“ je pacient vystaven neočekávanému externímu stimulu, který můžeme přirovnat například k prudkému zastavení dopravního prostředku. Sledujeme, jakou strategii posturální kontroly pacient podvědomě zvolí – testujeme tak automatické posturální reakce, které nepodléhají volní kontrole (Horak & Nashner, 1986). Test „Limits of Stability“ představuje reliabilní nástroj k vyšetření funkční stability u zdravých jedinců a může odhalit riziko pádů u starší populace (Juras et al., 2008; Melzer et al., 2004). Poukazuje naopak na schopnost volní kontroly pohybu těžiště v prostoru. Tato kontrola je typická pro činnosti, kdy si musíme například podat vzdálený předmět, nebo kdy dochází ke změně polohy ze sedu do stoje (Horak & Nashner, 1986; Newton, 2001). V testu hodnotíme, jak efektivně se pacient nakloní určitým směrem, aniž by se změnil charakter jeho opěrné báze. V rámci posturografického hodnocení jsme ve studii posuzovali i změnu relativního zatížení dolních končetin během klidného stoje.

7.1 Posturální chování u amputovaných vzhledem k příčině amputace a u zdravých jedinců

7.1.1 Zatížení dolních končetin během stoje

Rozložení tělesné hmotnosti během stoje bylo ve studii Summers et al. (1987) u zdravých subjektů v rozsahu 49 % na pravé a 51 % na levé dolní končetině. Nebyly prokázány rozdíly v závislosti na pohlaví nebo dominanci končetiny. V případě průměrného rozložení tělesné

hmotnosti u námi testovaných zdravých subjektů jsme došli k podobnému závěru. Zdraví jedinci v průměru o méně než 1 % zatěžovali více levou dolní končetinu.

Obě experimentální skupiny v naší studii signifikantně více zatěžovaly neamputovanou dolní končetinu. U transtibiálně amputovaných byl tento rozdíl ($p < 0,01$) výraznější než u amputovaných z vaskulární příčiny ($p < 0,05$). Asymetrické zatěžování dolních končetin během stoje u jedinců po amputaci dolní končetiny ve prospěch neamputované končetiny bylo popsáno v řadě výstupů (Donker & Beek, 2002; Duclos et al., 2007; Duclos et al., 2009; Engsborg et al., 1992; Hlavačková et al., 2009; Hlavačková et al., 2011; Isakov et al., 1992; Jones et al., 1997; Kovoundais, 2005; Kozáková, 2008; Nadollek, 2002; Summers et al., 1987). Je možné, že na asymetrickém rozložení hmotnosti by se mohla podílet snížená hmotnost protézy oproti intaktní dolní končetině (Gauthier-Gagnon et al., 2000), ale v tomto případě by se rozdíl pravděpodobně pohyboval v rozmezí 1 – 2 % (Summers et al., 1987). Předpokládáme však, že výraznější podíl na asymetrickém zatěžování mají neurofyziologické a biomechanické změny související s amputací dolní končetiny.

7.1.2 „Limits of Stability“

Výsledky pro schopnost volní kontroly pohybu daným směrem na základě vizuální zpětné vazby nejsou již tak jednoznačné.

V rámci testu „Limits of Stability“ (LOS) byly v naší studii snížené zejména hodnoty parametrů maximální inklinace určitým směrem (MXE), bod prvního zaváhání (EPE) a kontroly směru pohybu (DCL). Také ve studii Bulat et al. (2007), ve které autoři hodnotili vliv cvičebního programu na výsledky testu LOS, došlo po 8týdenním tréninku ke zlepšení právě v těchto parametrech. Mohli bychom proto předpokládat, že tyto parametry z posturografického testu LOS nejvíce reflektují změny v posturální kontrole.

Z výsledných hodnot parametrů vypovídajících o maximální inklinaci těla, strategii pohybu a kontrole směru pohybu je zřejmé, že u amputovaných je kontrola pohybu daným směrem snížená ve srovnání se zdravými subjekty (grafy 2 – 4). Nicméně ve většině případů jsou rozdíly významné pouze mezi kontrolní skupinou a jedinci po amputaci z vaskulární příčiny na stranu amputované dolní končetiny a směrem dozadu.

Snížené limity stability se vyskytují například u starší populace s historií pádů (Girardi et al., 2001; Melzer et al., 2004), u osob s Parkinsonovou chorobou (Mancini et al., 2008), u obezních dětí (Colné et al., 2008) u jedinců po totální artroplastice kolene (Bakirhan et al., 2009) nebo u subjektů s low back pain (Henry, 2006). Charakter zhoršených limitů stability je

pro jednotlivé skupiny pacientů specifický a vždy souvisí s afektovanou senzomotorickou integrací (Colné et al. 2008; Horak, 2006; Mancicni et al., 2008).

7.1.2.1 Traumaticky transtibiálně amputovaní

Z biomechanického i neurofyziologického hlediska bychom předpokládali, že zhoršená volní kontrola pohybu v rámci testu LOS se během maximální inklinace na stranu amputované DK projeví u obou testovaných experimentálních skupin. Důvodem je jednak skutečnost, že ve frontální rovině je hybnost protetického chodidla limitována – nedokáže dostatečně simulovat fyziologickou hybnost v dolním zánártním kloubu ve smyslu inverze a everze. Protetické chodidlo je uzpůsobeno zejména s ohledem na progresi těla směrem dopředu k facilitaci chůze (Guerts & Mulder, 1992). Dalším důvodem je fakt, že po amputaci dolní končetiny nejsou přítomny aferentní sensorické informace. Absence sensorických informací vede ke zkreslené vnitřní reprezentaci vlastního těla u amputovaných (Kavoundais et al, 2005). Je prokázáno, že po amputaci končetiny rovněž dochází k plastické reorganizaci kortexu, zejména senzitivních a motorických korových oblastí (Chen et al., 1998; Guerts, 1992; Schwenkreis et al., 2003). Předpokládali bychom proto, že absence sensoriky by mohla být nervovou soustavou interpretována jako zmenšená opěrná báze a tedy by vedla ke sníženým limitům stability (Horak, 2006). Je navíc známo, že jednostranná ztráta citlivosti z propioceptivních a kožních receptorů se podílí na asymetrii, protože centrální integrace mnohočetných sensorických vstupů, které jdou z obou stran těla, jsou klíčové pro symetrickou posturu (Geurts & Mulder, 1992). Nicméně v případě amputovaných z důvodu traumatu nebyly nalezené rozdíly pro volní kontrolu maximální inklinace na stranu amputované dolní končetiny signifikantní. Při maximální volní inklinaci na stranu amputované dolní končetiny si musí být amputovaný „posturálně jistý“ a právě posturální jistota musí být podpořena intaktní senzomotorikou. Je možné, že intaktní sensorika v oblasti proximálních segmentů vzhledem k amputované části dolní končetiny v případě jedinců amputovaných v důsledku traumatu, může do určité míry kompenzovat absenci distální percepce (Konradsen et al., 1993). Z našich výsledků je zřejmé, že i přes to, že rozdíly mezi transtibiálně amputovanými pro trauma a zdravými nebyly signifikantní, jsou limity stability u traumaticky amputovaných sníženy. Je tedy otázkou, zda by se při rozsáhlejší testované souboru tyto rozdíly zvýraznily či nikoliv.

7.1.2.2 Transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny

U jedinců po transtibiální amputaci z vaskulární příčiny byly ve srovnání se zdravou skupinou signifikantně sníženy ($p < 0,05$) hodnoty parametrů maximální inklinace, strategie kontroly pohybu i kontroly směru pohybu během pohybu na stranu amputované dolní končetiny.

Alterovaná posturální kontrola se vlivem zhoršené senzomotorické integrace vyskytuje u jedinců s vaskulární insuficiencí ještě před vlastní amputací dolní končetiny. Periferní vaskulární onemocnění, u něž se v případech závažných život ohrožujících komplikací přistupuje k amputaci dolní končetiny, je spojeno se sníženou silou svalů dolních končetin, sníženou citlivostí, zvýšenou únavou během stoje i chůze a zhoršenou stabilitou za dynamických i statických podmínek (McDermott et al., 2004; Quai & Nitz, 2005; Suominen et al., 2008). Všechny tyto změny mohou mít souvislost se sníženou schopností volně kontrolované inklinace těla na stranu amputované končetiny, kde se deficit dále prohlubuje absencí senzoryky z nohy, nutností využívat mechanickou náhradu k pohybu a sníženou možností kompenzace na úrovni proximálnějších segmentů.

Jednou z častých přidružených komplikací periferního vaskulárního onemocnění je diabetes mellitus 2. typu (DM). Pro jeho vysokou četnost výskytu je ve studiích často posuzována schopnost posturální kontroly u jedinců pouze s tímto onemocněním. U pacientů s DM je ve srovnání se zdravou populací sníženo proprioceptivní i taktilní čítí a je rovněž snížena svalová síla (Morrison et al., 2010). Maurer et al. (2005) poukázali na to, že DM představuje samostatný rizikový faktor pádu u populace starší 60ti let. U diabetických pacientů se navíc zhoršuje stabilita stoje za situace, kdy je současně přítomna neuropatie dolních končetin (Bonnet et al., 2009; Emam et al., 2009). V naší studii jsme nerozlišovali, zda v případě jedinců po amputaci z vaskulární příčiny byl důvodem amputace diabetes či nikoliv. Vycházeli jsme z výsledků studie Quai & Nitz (2005), ve které nebyly nalezeny rozdíly v testu funkčního dosahu směrem do stran i dopředu mezi vaskulárně amputovanými s diabetem a bez něj. Nicméně absenci hodnocení citlivosti zejména u vaskulárně amputovaných lze považovat za limit naší studie. Běžné klinické testování k hodnocení kvality hlubokého a povrchového čítí se ukázalo být v rámci pilotních měření málo přesné (zejména pro bilaterální porovnání kvality citlivosti na amputované a neamputované dolní končetině). Při hodnocení pilotních záznamů nebyla patrná souvislost mezi kvalitou čítí a výslednými hodnotami měřených parametrů.

Zhoršené hodnoty parametrů limitů stability, které jsme naměřili u skupiny vaskulárně amputovaných, by mohly mít souvislost i s faktem, že tato skupina byla v průměru o 12 let starší ve srovnání s traumaticky amputovanými. Je prokázáno, že v důsledku stárnutí se rovněž zhoršuje senzomotorická integrace, zvyšuje se latence reakcí a snižují se limity stability (Horak, 1997; Melzer et al., 2004; Shumway-Cook & Woollacott, 2001; Toledo & Barela, 2010).

Amputovaní z vaskulární příčiny měli navíc ve srovnání se zdravými snížené hodnoty parametrů MXE, EPE a DCL směrem dozadu. U traumaticky amputovaných byla inklinace směrem dozadu snížena pro parametr EPE ve srovnání se zdravými a pro parametr DCL ve srovnání s vaskulárně amputovanými. Z našich výsledků je tedy patrné, že pro transtibiálně amputované je ve srovnání se zdravými jedinci inklinace těla směrem dozadu limitována a tato limitace je průkaznější u vaskulárně amputovaných jedinců. Předpokládáme, že omezený pohyb dozadu může mít souvislost i s konstrukčními vlastnostmi protetického chodidla, které není uzpůsobeno k tomuto typu pohybu (při pohybu směrem dozadu nemohou amputovaní využít aktivní plantární flexi a musí tento pohyb kompenzovat flexí v kyčli, což může být méně efektivní). Rovněž inklinace těla směrem dozadu není pod zrakovou kontrolou a v případě transtibiálně amputovaných z vaskulární příčiny ani pod intaktní kontrolou „periferních senzorů“ neamputované dolní končetiny. Významným faktorem pro omezený pohyb tímto směrem proto může být i zvýšená obava z pádu pro sníženou funkční kapacitu posturálního systému, která je více vyjádřena u vaskulárně amputovaných.

7.1.3 „Motor Control Test“

V rámci automatických posturálních reakcí během testu „Motor Control Test“ (MCT) byla pro všechny testované skupiny zřejmá větší variabilita výsledných hodnot ve srovnání s klidným stojem. Jednalo se již o náročnější posturální situaci, která může lépe ozřejmit strategii posturální kontroly.

7.1.3.1 Traumaticky transtibiálně amputovaní

Z našich výsledků je zřejmé, že transtibiálně amputovaní pro trauma (na rozdíl od skupiny amputovaných z vaskulární příčiny) se v porovnání se zdravou skupinou během všech testovaných rychlostí i směrů translací plošiny více spoléhali na neamputovanou dolní končetinu. Pro translace velkých rychlostí směrem dopředu i dozadu byl tento rozdíl

významný ($p < 0,05$). Je zřejmé, že preferenční využívání neamputované dolní končetiny se zvýrazňuje s rostoucí náročností posturálního úkolu (Vrieling, 2008, Guerts, 1992,), pokud není přítomen sensorický deficit (Vanicek, 2009).

Posturální asymetrie u amputovaných na dolní končetině jsou přítomny již při pouhém očekávání externího stimulu, které vede k výraznější aktivaci svalů na straně neamputované dolní končetiny (Aurin, 1997). To platí také při iniciaci chůze, kdy je transtibiálně i transfemorálně amputovanými preferována neamputovaná dolní končetina (Vrieling et al., 2008b).

Na základě našich výsledků můžeme potvrdit, že traumaticky amputovaní jedinci, i přesto, že jsou schopni volní koordinace pohybu těla v prostoru podobně jako zdraví, se v rámci posturálních automatismů, tedy ve většině situací se kterými se setkávají v běžném životě, více spoléhají na sensoricky i motoricky intaktní neamputovanou končetinu.

7.1.3.2 Transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny

Na první pohled paradoxně jsou v případě amputovaných z vaskulární příčiny průměrné hodnoty pro zatěžování dolních končetin během translací plošiny podobné jako u zdravých. Nicméně v případě vaskulárně amputovaných byl ve skupině v rámci testu MCT výrazný rozptyl hodnot. Při bližším zhodnocení dat pro jednotlivé testované translace je patrné, že téměř polovina vaskulárně amputovaných (6 probandů) více zatěžovala amputovanou dolní končetinu. Je možné, že u transtibiálně amputovaných se zhoršená posturální kontrola v rámci automatických reakcí projevuje právě preferenčním zatěžováním amputované dolní končetiny pro oboustrannou sensorickou insuficienci (Vanicek et al., 2009; Quai & Nitz, 2005). Tato strategie je ovšem neefektivní, protože protéza dolní končetiny není tolik flexibilní a neposkytuje sensorickou zpětnou vazbu.

Quai & Nitz (2005) prokázali, že u vaskulárně amputovaných souvisí se zvýšeným zatěžováním amputované dolní končetiny bilaterální sensorický deficit. Amputovaní se tak nemohou spolehnout na neamputovanou dolní končetinu. Vanicek et al. (2009) poukázal na to, že preferenční využívání amputované dolní končetiny se během testu MCT vyskytuje u jedinců s historií pádů. I přesto, že Vanicek et al. (2009) nepřikládali význam příčině amputace v testovaném souboru (celkem bylo hodnoceno 6 amputovaných pro trauma, 2 z vaskulární příčiny a 1 pro deformitu nohy), je evidentní, že zhoršená posturální kontrola amputovaných se projevuje právě tendencí k zatěžování amputované dolní končetiny.

Naše výsledky korespondují s předpokladem autorů Vanicek et al. (2009), že pro posturální kontrolu amputovaných v rámci automatických posturálních reakcí není efektivní více se spoléhat na amputovanou dolní končetinu.

Pro hodnoty latence automatických posturálních reakcí nebyly rozdíly signifikantní. Většina amputovaných nebyla schopna produkovat aktivní silovou odpověď na translaci plošiny (nebo byla reakce příliš nízká) na straně amputované dolní končetiny. Proto byla porovnávána latence reakce pouze neamputované dolní končetiny s levou i pravou dolní končetinou kontrolní skupiny (stejně jako ve studii Vanicek et al., 2009). Mezi neamputovanou dolní končetinou a pravou ani levou dolní končetinou kontrolních subjektů nebyly zřejmé žádné tendence ke zvýšení reakcí, které bychom pro sensorický deficit na straně neamputované dolní končetiny mohli předpokládat zejména u vaskulárně amputovaných (Mayer et al., 2011; Morrison et al., 2010).

7.1.4 Rozdíl mezi traumaticky a vaskulárně amputovanými

I přesto, že Hermodsson et al. (1994) uvádí, že transtibiálně amputovaní pro vaskulární komplikace mají horší stabilitu ve srovnání s traumaticky amputovanými, nemůžeme se pouze na základě výsledků porovnání mezi vaskulárně a traumaticky amputovanými v naší studii k tomuto tvrzení jednoznačně připojit. Během našeho testování byl významný rozdíl mezi amputovanými jedinci pro trauma a z vaskulární příčiny během testu LOS pouze pro parametr DCL při pohybu směrem dozadu ($p < 0,01$) a během testu MCT pro střední rychlost translace směrem dozadu ($p < 0,05$).

Parametr DCL vypovídá o trajektorii pohybu daným směrem, tedy o jeho strategii v rámci pohybového plánu. Amputovaní z vaskulární příčiny mají sníženou senzorku i na neamputované dolní končetině (Morrison et al., 2010; Quai & Nitz, 2005), což může výrazně přispět ke zhoršení koordinace volního pohybu těla směrem dozadu, který není pod zrakovou kontrolou. V případě parametru DCL byl přítomný trend ke zhoršení v případě vaskulárně amputovaných při pohybu na stranu amputované dolní končetiny.

V rámci testu MCT byly rozdíly průměrných výsledných hodnot obou experimentálních skupin odlišné, nicméně pro jejich značný rozptyl u vaskulárně amputovaných jedinců nebyly rozdíly ve většině případů signifikantní.

I přesto, že byly nalezené rozdíly mezi vaskulárně a traumaticky amputovanými pouze minoritní, vyplývá z výsledků naší studie, že amputovaní z vaskulární příčiny mají horší posturální kontrolu než amputovaní z důvodu traumatu. Snížená stabilita se u vaskulárně amputovaných v rámci testu LOS odrazila ve snížené schopnosti inklinace těla na stranu amputované dolní končetiny a směrem dozadu ve srovnání s kontrolními subjekty. Výsledky testu LOS tak prokázaly, že amputovaná končetina z vaskulární příčiny má sníženou kapacitu k posturální kontrole. Nicméně během testu MCT měli vaskulárně amputovaní tendenci preferovat tuto insuficientní dolní končetinu s protetickou náhradou v rámci automatických posturálních reakcí, což v jejich případě nepředstavuje efektivní kontrolu pohybu.

Řada studií zabývajících se aspekty posturální kontroly u jedinců po amputaci dolní končetiny neklade důraz v rámci výběru subjektů na příčinu amputace (např. Ariun et al., 1997; Guerts et al. 1991; Mizuno et al., 1992; Sabolich & Ortega, 1994; Vanicek et al., 2009; Vrieling et al. 2008). Tato příčina však může představovat jeden z klíčových faktorů, který by mohl mít dopad na konečný obraz posturálního chování. Publikované studie se také poměrně často při hodnocení stability soustředí zejména na vliv historie pádů v předešlém roce (např. Vanicek et al., 2009). Melzer et al. (2004) však uvádí, že na limity stability nemá historie pádů vliv.

7.2 Vliv věku a doby používání protézy na posturální kontrolu zdravých a amputovaných vzhledem k příčině amputace

7.2.1 Vliv věku

Vliv věku na aspekty posturální kontroly se projevil zejména u zdravých jedinců. Ukázalo se, že se zvyšujícím se věkem se zvyšuje symetrie zatížení dolních končetin během stoje. Jedná se o překvapivý výsledek, protože se zvyšujícím se věkem se stabilita stoje zhoršuje – zvětšuje se plocha konfidenční elipsy a zvyšuje se rychlost i frekvence posturálních výchylek ve srovnání s mladšími jedinci (Lin et al., 2008). Vliv věku na symetrii rozložení tělesné hmotnosti se v experimentálních skupinách neprokázal. Rovněž Summers et al. (1987) neuvádí souvislost mezi mírou zatěžování neamputované dolní končetiny a věkem probandů.

V rámci testu LOS byl prokázán vzájemný vztah mezi věkem zdravých probandů a parametrem DCL při pohybu směrem dozadu i parametrem MXE při inklinaci směrem doprava. Je pravděpodobné, že zvyšující se věk se v důsledku senzomotorických změn

v průběhu stárnutí projevuje sníženou schopností pohybu směrem dozadu, protože tento pohyb u seniorů představuje riziko pádu (Binda et al., 2003; Jbabdi et al., 2008). Nicméně ve studii Liaw et al. (2009) nebyl pro parametr DCL při inklinaci těla směrem dozadu nalezen rozdíl mezi mladými, probandy ve středním věku a seniory. Jbabdi et al. (2008) prokázal u seniorů snížené limity stability při pohybu do stran. U transtibiálně amputovaných pro trauma věk negativně koreloval s hodnotami parametrů EPE, MXE a DCL pouze při pohybu směrem dopředu. Liaw et al. (2009) prokázal, že DCL je při pohybu směrem dopředu významně nižší u seniorů ve srovnání s mladými subjekty (ostatní parametry ve studii nebyly posuzovány).

Z výsledných hodnot testu MCT vyplývá, že existuje souvislost mezi zvyšujícím se věkem probandů a prodlužující se rychlostí reakce na translaci plošiny malé rychlosti u zdravých a traumaticky transtibiálně amputovaných. U starších jedinců byla zvýšená latence reakcí v důsledku neurodegenerativních změn již prokázána (Bleuse et al., 2006).

Těsnost vzájemných vztahů mezi věkem probandů jednotlivých testovaných skupin a výslednými hodnotami parametrů byla nízká. Tyto tendence závislosti nalezené pro zdravé a amputované pro trauma jsme nenalezli u vaskulárně amputovaných.

7.2.2 Vliv doby používání protézy

Dle našich výsledků nemá doba užívání protézy vliv na rozložení tělesné hmotnosti během stoje. Také Summers et al. (1987) uvádí, že po 6 měsících užívání protézy se pravděpodobně zatěžování amputované dolní končetiny již nemění.

Mayer et al. (2011) prokázali, že krátkodobí uživatelé protézy, kteří byli amputováni z vaskulární příčiny, mají ve srovnání s dlouhodobými uživateli sníženou stabilitu (vyjádřenou větším průměrem konfidenční elipsy v anteroposteriorním i mediolaterálním směru). Nicméně na základě našich výsledků nemůžeme podpořit existenci této souvislosti pro amputované z vaskulární příčiny. V případě amputovaných pro trauma v rámci testu LOS existuje nízká negativní korelace mezi dobou užívání protézy a hodnotami parametru EPE při pohybu směrem dopředu. Současně jsme našli silnou pozitivní korelaci mezi dobou užívání protézy a parametrem DCL pro pohyb na stranu amputované dolní končetiny. Na základě těchto výsledků lze předpokládat, že efektivní kontrola směru pohybu na stranu amputované dolní končetiny je u traumaticky amputovaných závislá na době užívání protézy a podléhá procesu motorického učení. V rámci hodnocených parametrů testu LOS v naší studii nejvíce reflektuje změny posturálního chování parametr DCL.

Souvislost mezi dobou užívání protézy a hodnotami parametrů testu MCT nebyla nalezena pro žádnou z experimentálních skupin transtibiálně amputovaných.

7.3 Volní kontrola pohybu v závislosti na změně nastavení protézy a na směru inklinace

7.3.1 Volní kontrola pohybu v závislosti na změně nastavení protézy

Rozdíly v testovaných limitech stability v závislosti na změně nastavení protetického chodidla a protézy nejsou pro většinu testovaných parametrů a směrů pohybu signifikantní. V rámci porovnání vlivu jednotlivých testovaných protetických nastavení na inklinaci pohybu těla v určitém směru byly ve srovnání s optimálním nastavením protézy nalezeny významné rozdíly jen pro parametry RT a DCL při pohybu směrem dozadu při prodloužení protézy o 1 cm a při nastavení chodidla do dorzální i plantární flexe .

Více rozdílů bylo nalezeno při porovnání volní kontroly pohybu na stranu amputované a na stranu neamputované dolní končetiny. Při zkrácení protézy o 1 cm byl signifikantní rozdíl mezi inklinací na stranu amputované a neamputované dolní končetiny pro parametr MXE, při nastavení protetického chodidla do dorzální a plantární flexe byl signifikantní rozdíl mezi inklinací na stranu amputované a neamputované dolní v případě parametrů MXE i EPE. Ve všech případech byla inklinace na stranu amputované DK nižší. Při porovnání schopnosti maximální inklinace na stranu amputované a neamputované DK nebyly rozdíly významné pro optimální nastavení protetického chodidla a pro nastavení protézy o 1 cm delší.

Rozdílná délka končetin má komplexní vliv na neuromuskuloskeletní funkci dolní končetiny a je kompenzována proximálnějšími segmenty – zejména postavením pánve a páteře (Perttunen et al., 2004). Nestejná délka končetin už s rozdílem 1 cm vede k signifikantnímu posunu COP na stranu delší dolní končetiny (Mahar et al., 1985). Perttunen et al., (2004) poukázali na skutečnost, že asymetrie v délce končetin je zřejmá rovněž v průběhu krokového cyklu a že deficit se dále prohlubuje se zvyšující se rychlostí chůze, tedy se zvyšujícími nároky na posturální kontrolu. V naší studii se zkrácení amputované dolní končetiny o 1 cm projevilo zhoršenou schopností maximální inklinace těla na stranu amputované dolní končetiny. Za předpokadu, že v důsledku zkrácení protézy dojde k posunu COP ještě více na stranu neamputované dolní končetiny, se pravděpodobně sníží funkční kapacita amputované končetiny. Pro prodloužení protézy o 1 cm nebyl rozdíl mezi inklinací na amputovanou a neamputovanou dolní končetinou signifikantní.

Pro nastavení chodidla do dorzální a plantární flexe $\pm 5^\circ$ byl signifikantní rozdíl mezi inklinací na stranu amputované a na stranu neamputované dolní končetiny v parametrech maximální inklinace (MXE) a strategie pohybu (EPE) ve prospěch pohybu na stranu neamputované končetiny. Tyto rozdíly mohou mít souvislost se změnou rozložení tlaků v protetickém lůžku, které se projevují během stoje a chůze u jednostranně transtibiálně amputovaných při změně nastavení chodidla (Seelen et al., 2003). Nastavení do plantární flexe redukuje tlak na konci tibie, ale zvyšuje tlak subpatelárně. Dorzální flexe má opačné účinky. Navíc je pravděpodobné, že vlivem změny nastavení chodidla rotací ve frontální rovině se mění i postavení v kolenním kloubu (při dorzální flexi chodidla má kolenní kloub tendenci k mírné flexi, při plantární flexi spíše k hyperextenzi). Změněná distribuce tlaků v protetickém lůžku spolu se znevýhodněnou polohou v kolenním kloubu mohou představovat faktory, které vedou k určitému diskomfortu pacienta a k jeho nižší posturální jistotě při pohybu na stranu amputované dolní končetiny.

Z našich výsledků vyplývá, že na kontrolu pohybu v rámci limitů stability mají větší vliv změny nastavení chodidla do plantární a dorzální flexe než rozdíly v délce končetin.

I přesto, že optimální nastavení minimalizuje asymetrie u TTA během chůze, jsou tyto rozdíly zřejmé až při výraznějších změnách v nastavení protézy (Fridman et al., 2003) nebo se zvyšující se náročností posturálního úkolu. V naší studii byla záměrně nastavení protézy testována tak, aby mohla reálně simulovat krátkodobé změny v průběhu každodenního nošení protézy, se kterými se protetičtí uživatelé každodenně setkávají např. při sundání/změně obuvi nebo v důsledku objemových změn pahýlu. Vzhledem k tomu, že s testovanými změnami se transtibiálně amputovaní setkávají denně, jsou pravděpodobně schopni se ně rychleji adaptovat.

Limitou této části studie je heterogenní soubor, který se skládal z traumaticky i vaskulárně amputovaných. Z výsledků první dílčí studie je zřejmé, že příčina amputace má vliv na posturální chování amputovaných. Je otázkou, zda by se testované změny v nastavení protézy a protetického chodidla více ozřejmily za situace, kdy by byla brána v úvahu i příčina amputace.

7.3.2 Volní kontrola pohybu v závislosti na směru inklinace těla

V rámci druhé dílčí studie byly naměřeny snížené hodnoty parametrů MXE, EPE a DCL při pohybu směrem dozadu pro všechna hodnocená protetická nastavení ve srovnání s ostatními testovanými směry. Vzhledem k biomechanice hlezenního kloubu má inklinace

těla směrem dopředu možnost větších exkurzí ve srovnání s pohybem dozadu. Teoretické limity stability pro zdravou dospělou populaci vyjádřené jako úhel inklinace těla od vertikály jsou směrem dozadu nižší ve srovnání se směrem dopředu (Operator's manual, 2001). Snížená inklinace těla směrem dozadu má navíc souvislost se zvýšenou obavou z pádu u starší populace (Newton, 2001). Například ve studii Jbabdi et al. (2008) nebyla inklinace těla směrem dozadu při hodnocení limitů stability u starších jedinců pro riziko pádu vůbec testována.

Předpokládáme, že možným důvodem snížené kontroly pohybu při exkurzích těla směrem dozadu je u transtibiálně amputovaných kromě insuficientní senzorycké zpětné vazby o změně polohy na straně amputované dolní končetiny s protézou rovněž konstrukční řešení protetického chodidla. U protetického chodidla je dorzální flexe možná pouze pasivně anteriorním náklonem těla díky deformaci pružiny zabudované přímo v chodidle. Pro plantární flexi (z neutrálního postavení) již není chodidlo uzpůsobeno a proto snížená inklinace transtibiálně amputovaných směrem dozadu odráží i nemožnost aktivní produkce plantární flexe, která se při tomto pohybu uplatňuje.

7.4 Krátkodobé a dlouhodobější změny v posturální kontrole transtibiálně amputovaných

7.4.1 Krátkodobé změny

Krátkodobé změny byly ve studii posuzovány na základě kazuistického hodnocení traumaticky transtibiálně amputovaného muže v průběhu jednoho roku. Celkem proběhlo 6 měření, z nichž první měření bylo realizováno v den vybavení protézou, další v průběhu rehabilitace na lůžkovém oddělení a v ambulanci a poslední měření 13 měsíců od měření prvního. V případě tohoto probanda se v průběhu rehabilitace kontinuálně zvyšovala symetrie zatížení dolních končetin a zlepšovaly se parametry MXE, DCL a EPE v rámci volní inklinace těla na stranu amputované dolní končetiny. Po skončení terapie s odstupem více než jednoho roku došlo k mírnému zhoršení výsledků obou testů. V případě hodnocení rozložení tělesné hmotnosti během automatických reakcí se symetrizace stoje v rámci rehabilitace kontinuálně zlepšovala, nicméně k majoritní změně došlo více než rok po amputaci, kdy rozložení tělesné hmotnosti mezi oběma dolními končetinami bylo již ve fyziologickém rozmezí pro zdravou populaci.

Výraznou změnou, která nastala u amputovaného až při posledním měření, byla skutečnost, že již neudával výraznou fantomovou a pahýlovou bolest. Rovněž u něj došlo k určitému psychickému vyrovnání s amputací dolní končetiny. Z tohoto kazuistického hodnocení se zdá, že fantomová i pahýlová bolest se výrazně promítají do mimovolní (automatické) kontroly pohybu amputovaných, kdy po odeznění bolesti je amputovaná dolní končetina více využita v rámci posturální stabilizace. Z těchto výsledků bychom mohli usuzovat, že preferenční zatěžování intaktní končetiny je po amputaci dolní končetiny nově vytvořeno v posturálních automatismech a málo se mění vlivem rehabilitace a každodenního užívání protézy. Z výsledků je rovněž zřejmé, že v rámci volní kontroly pohybu je pacient schopen bolest během testování překonat a dokonce se v průběhu intenzivní rehabilitace cíleným nácvikem posturální kontroly zlepšovat ve schopnosti aktivně přenášet tělesnou hmotnost na stranu amputované dolní končetiny.

Výstupem do praxe by tak mohlo být, že v případě amputovaných jedinců schopnost volní inklinace na stranu amputované dolní končetiny nereflektuje využití amputované končetiny v rámci posturálních automatismů. Předpokládáme, že pro fyzioterapeutickou praxi by bylo přínosem se vztahem mezi volní a mimovolní kontrolou v souvislosti s nocicepcí dále zabývat.

Výsledky u tohoto pacienta byly v průběhu testování velmi dobré a zlepšení jeho posturální kontroly bylo poměrně výrazné. Je zřejmé, že v tomto případě měly na celkové zlepšení pacienta výrazný vliv relativně nízký věk v době amputace, a předchozí aktivní způsob života. Během konečného testování byly výsledné hodnoty prakticky v normě stanovené pro zdravou populaci (Operator's manual, 2001). Nicméně i přes to, že v průběhu jednorocního testování docházelo u probanda ke zlepšení, v případě všech hodnocených testů byly hodnoty v rámci testu LOS při pohybu na stranu amputované dolní končetiny sniženy ve srovnání s pohybem na stranu neamputované dolní končetiny. V průběhu stoje i testu MCT bylo zřejmé preferenční zatěžování neamputované dolní končetiny. Tento výsledek koresponduje s předešlými výsledky, že v případě amputovaných na dolní končetině je efektivní více se spoléhat na končetinu intaktní.

7.4.2 Dlouhodobější změny

V rámci dlouhodobějších změn (po 3 – 4 letech) užívání protézy v posturální kontrole bylo hodnoceno celkem pět probandů. Lišili se zejména věkem, dobou užívání protézy a příčinou amputace.

Z výsledků vyplývá, že u jedinců amputovaných z důvodu traumatu (probandi „A“ a „B“), kteří byli dlouhodobými uživateli protézy (45 a 23 let), nebyla přítomna v rámci druhého měření tendence ke zlepšení testovaných parametrů, spíše naopak. V obou případech se jednalo o starší probandy, kteří během druhého měření udávali navíc bolest dolní části zad. Je zřejmé, že u dlouhodobých uživatelů protézy se posturální kontrola i vlivem vyššího věku a s výskytem dalších poruch pohybového systému zhoršuje.

Naopak u mladších traumaticky amputovaných (probandi „C“ a „D“), kteří byli protetickými uživateli relativně krátkou dobu v době prvního měření (1 a 3 roky) se testované parametry při druhém měření spíše zlepšovaly. Na základě těchto výsledků je možné usuzovat, že k určité adaptaci na užívání protézy dochází u mladších jedinců i po 6 letech. Proband „C“ při druhém měření více zatěžoval amputovanou dolní končetinu během testu MCT, což přisuzujeme možné zvýšené bolestivosti kyčelního kloubu na straně intaktní dolní končetiny.

7.5 Terapeutické ovlivnění posturální kontroly u amputovaných

7.5.1 Racionalizace terapie posturální kontroly

Je zřejmé, že z biomechanického hlediska představuje symetrické rozložení tělesné hmotnosti mezi oběma dolními končetinami optimální stabilitu během stoje. Otázkou nicméně zůstává, zda je asymetrické zatěžování dolních končetin „kontraproduktivní“ v případech, kdy je jeho příčinou určité biomechanické omezení nebo neurologická léze. Tedy za situace, kdy se pacient více spoléhá na končetinu, která v procesu kontroly a plánování pohybu představuje mezičlánek s neporušenou integritou receptorů a efektorů. Amputace dolní končetiny reprezentuje jak omezení biomechanická, která jsou dána konstrukčními vlastnostmi protézy, tak omezení neurologická, kdy není zajištěna adekvátní kontrola amputované části pro deficit aferentních (zejména propioceptivních) informací. Proto preferenční zatěžování neamputované dolní končetiny během posturálních automatismů můžeme považovat do určité míry za žádoucí.

V případě jedinců po amputaci dolní končetiny tendenci k preferenčnímu využívání amputované dolní končetiny přisuzujeme spíše malaadaptaci posturálního systému za situace, kdy je afefektovaná sensorika i na dolní končetině neamputované. Symetrizace stoje v tomto případě představuje zhoršenou posturální kontrolu a zvýšené riziko pádu (Vanicek et al., 2009).

Nicméně symetrizace stoje je u jedinců po amputaci dolní končetiny žádoucí pro zvýšení funkční kapacity amputované dolní končetiny. Navíc asymetrické zatěžování dolních končetin vede ke komplexním změnám na úrovni celého pohybového systému a amputovaní jsou tak vystaveni výrazně vyššímu riziku vzniku degenerativních změn nosných kloubů a páteře. V souvislosti se symetrizací stoje u amputovaných jsou v současné době ve studiích nejčastěji publikovány experimenty zabývající se vlivem přídatné senzorké zpětné vazby. Hlavačková et al. (2009, 2011) uvádí, že přídatná aferentní zpětnovazebná vizuální (pomocí zrcadla) nebo elektrotaktilní (stimulací jazyka) informace o asymetrickém stoju nevedla u traumaticky transfemorálně amputovaných k vyšší symetrii stoje. Na druhou stranu Sabolich a Ortega (1994), kteří se zabývali vlivem senzorké zpětné vazby prostřednictvím transkutánní elektrické stimulace pahýlu, uvedli, že došlo k signifikantně zvýšenému zatěžování amputované dolní končetiny po 5 – 6 hodinách stimulace. Rovněž studie Gupta & Sharma (2006) poukazuje na to, že došlo k symetrizaci stoje u jedinců po transtibiální amputaci po té co absolvovali 5týdenní trénink na posturografu, který byl založen na vizuální zpětné vazbě (v případě konvenčního tréninku v bradlech nebylo dosaženo tohoto zlepšení). Duclos et al. (2007, 2008) uvedl, že 30s vibrace krčních svalů nebo abduktorů kyčle a 30s volní izometrická kontrakce krčních svalů vedla u poloviny testovaných subjektů (transtibiálně i transfemorálně amputovaných pro trauma nebo rakovinu) k mimovolnímu rovnoměrnějšímu zatížení dolních končetin během stoje. Tyto změny mohly být způsobeny silnou propioceptivní aferencí, která vedla ke změněnému pojetí celotělového schématu v prostoru (Duclos et al., 2007; Duclos et al., 2008) nebo díky kvantifikovatelné kontinuální zpětnovazebné informaci o míře zatížení dolních končetin (Gupta & Sharma, 2006).

I z výsledků kazuistického hodnocení traumaticky amputovaného probanda v naší studii vyplývá, že v průběhu jednoho roku v rámci posturálního tréninku se zvyšovala symetrizace zatížení. Avšak ve všech výše uvedených studiích v rámci lepší symetrizace stoje byla v průměru více zatěžovaná právě neamputovaná dolní končetina.

7.5.2 Konkrétní terapeutická východiska

Adekvátní posturální kontrola představuje výchozí předpoklad pro všechny aktivity realizované za normálních okolností v běžném každodenním životě a jejímu nácviku by měla být věnována pozornost. Schopnost přenést tělesnou hmotnost přes amputovanou dolní končetinu je nezbytná pro chůzi a představuje jeden z klíčových cílů rehabilitace (Gauthier-

Gagnon et al., 2000). Důležitým aspektem posturální stability je subjektivně vnímaná posturální jistota (Miller & Deathe, 2004).

Fyzioterapie si klade za cíl obnovit posturální stabilitu a jistotu s ohledem na adaptační i kompenzační změny po amputaci dolní končetiny. Hlavním cílem terapie u amputovaných jedinců je posturální stabilizace s důrazem na plnohodnotné využívání protetické končetiny (Gaily, 2004). Efektivní kinezioterapie zahrnuje aktivity, které vybízejí pacienta ke zlepšení posturální kontroly a rovnovážných odpovědí. Učí pacienta kontrolovat přemístění těžiště přes změněnou opěrnou bázi (Lusardi & Owens, 2004). Zpočátku pacient nacvičuje aktivní přenášení tělesné hmotnosti ve všech rovinách v bradlech, později s berlemi a nakonec ve volném prostoru. Důraz je dále kladen na udržení posturální stability při simulovaných každodenních aktivitách s využitím anticipačních (feedforward) a reakčních (feedbackward) posturálních odpovědí (jako je např. udržet stabilitu při manipulaci s předmětem v prostoru, udržet stabilitu na měkkém nerovném terénu, při působení vnějších sil atd.) (Lusardi & Owens, 2004). Z hlediska optimální reedukace posturální stabilizace ve stoji u amputovaných je nezbytné, aby si nový protetický uživatel vytvořil toleranci k nošení protézy a aby byla reziduální amputovaná končetina schopna akceptovat síly působící mezi pahýlem a protetickým lůžkem i při jednooporové zátěži (Ries & Brewer, 2000).

Posturálnímu tréninku a nácviku stabilizace během dynamických nebo statických aktivit s protetickou pomůckou předchází otužování a tvarování pahýlu i prevence svalových kontraktur polohováním a efektivně voleným protahováním zejména m. iliopsoas a m. rectus femoris. Ještě před oprotézováním je nutné soustředit se na nácvik stabilizace trupu a stabilizace na neamputované dolní končetině (v míře, v jaké to dovolí pacientův zdravotní stav). Po vybavení pacienta protérou se začíná s balančně koordinačními cvičeními, jejichž náročnost v průběhu terapie progreduje. Klíčová je postupná zátěžová adaptace pahýlu na protézu. Kromě nácviku různých alterací stoje jako je například stoj, kdy je neamputovaná dolní končetina mírně podložena klínkem, aby se zvýšila zátěž na straně amputované dolní končetiny nebo náročnější situace, kdy je neamputovaná končetina opřena o labilní plochu (overball), využíváme zejména trénování funkčních aktivit. V případě adaptace pahýlu na zátěž se nabízí například výstup na schod různé výšky, kdy amputovaná končetina s protérou vytváří oporu o podložku. Zatěžování neamputované dolní končetiny můžeme terapeuticky podporovat i „nepřímo“ – pacient se soustředí na vykonání jiné aktivity, jako je například manipulace s předměty v prostoru nebo jiné opět funkčně zaměřené činnosti, jako

jsou hody míčem. Rovněž je možné využít vizuální zpětné vazby k tréninku koordinovaného přenášení tělesné hmotnosti na stranu amputované dolní končetiny (např. trénink na posturografu). Konkrétní praktické příklady k nácviku automatizace posturální kontroly jsou uvedeny v přílohách (obr. 8 – 9). Zmíněné aktivity představují i nácvik posturální kontroly, protože se jedná o pohyby vyžadující určitou komplexní koordinaci a adekvátní posturální stabilizaci. V rámci posturálně orientované fyzioterapie se soustředíme i na tzv. „automatizaci“ posturální stabilizace, kdy pacient provádí více činností současně a jeho pozornost není soustředěna primárně na posturální kontrolu. Příkladem může být, že pacient jde po chodbě (popř. do schodů) a přehazuje si míček z jedné ruky do druhé. Nebo vystupuje na schod a snaží se dosáhnout na určitý předmět. V tomto případě je již chůze bez kontinuální volní kontroly stejně jako při každodenních aktivitách jedinců bez poruchy stability.

Jedním z hlavních cílů protetické fyzioterapie je efektivní automatizace posturální kontroly. Strategie a náročnost posturálního tréninku jsou voleny s ohledem na adaptační a kompenzační mechanismy, které následují po amputaci dolní končetiny, stejně jako s ohledem na možné přidružené komplikace. Z našich výsledků, stejně jako z celé řady studií, vyplývá preferenční využívání neamputované dolní končetiny k posturální kontrole amputovaných. Automatická preference neamputované dolní končetiny je důsledkem sensorického deficitu a nemožnosti volní kontroly amputované části dolní končetiny. Cílem terapie by proto mělo být kladení důrazu na zvýšené využívání protetické končetiny, nicméně vždy s ohledem na fakt, že je pacientovou přirozeností se více spoléhat na končetinu zdravou.

Z pohledu efektivity průběhu fyzioterapie popřípadě další léčby je klíčové funkční standardizované hodnocení pacientova stavu, tedy hodnocení, které má výpovědní charakter o reálných možnostech pacienta v běžném životě. Na základě našich výsledků je zřejmé, že zhodnocení izolovaně pouze prostého stoje, volní kontroly pohybu těla nebo posturálních automatismů není dostatečně průkazné pro zhodnocení posturální kontroly a neodhalí funkční možnosti a limitace amputovaného v širších souvislostech. Testování posturografických testů MCT a LOS mají potenciál měřit zlepšení v bilanci v důsledku rehabilitace, nebo změny stability v průběhu času (Juras et al., 2008; Horak, 2006; Nashner, 1997).

7.6 Limity a výhledy studie

Pro korektní a komplexní popsání aspektů posturální kontroly by bylo žádoucí využít synchronizovaného měření více metod k hodnocení pohybu. V ideálním případě by analýza měla být doplněna jednak o elektromyografická hodnocení svalové aktivity dolních i horních končetin a trupu k detekci latence a velikosti amplitudy pro ozřejmení neurálních mechanismů kontroly pohybu. Dále o kinematické metody k detailní analýze pohybu jednotlivých segmentů v rámci testovaných aktivit k popsání pohybových strategií u amputovaných. Nicméně po technické stránce jsou tato měření velice náročná. Přesto bychom rádi naše měření dále doplnili o tyto metody pro bližší porozumění dílčím mechanismům posturální kontroly.

8 ZÁVĚRY

V rámci hodnocení aspektů posturální kontroly u transtibiálně amputovaných prostřednictvím dynamické počítačové posturografie jsme dospěli k následujícím závěrům:

- Jedinci po transtibiální amputaci mají v klidném bipedálním postoji signifikantně asymetrické zatížení dolních končetin ve srovnání se zdravými subjekty. Transtibiálně amputovaní pro trauma i z vaskulární příčiny více zatěžují neamputovanou dolní končetinu.
- Volní kontrola inklinace těla na základě vizuální zpětné vazby směrem dozadu a na stranu amputované dolní končetiny je zhoršená u transtibiálně amputovaných z vaskulární příčiny ve srovnání se zdravými jedinci ve smyslu kontroly směru pohybu, strategie pohybu a maximální inklinace daným směrem. Kontrola pohybu směrem dozadu je u vaskulárně amputovaných zhoršená i ve srovnání s traumaticky amputovanými.
- V rámci automatických posturálních reakcí na rychlou translaci plošiny mají transtibiálně amputovaní z důvodu traumatu ve srovnání se zdravými zřejmou asymetrii zatížení dolních končetin ve prospěch neamputované dolní končetiny. U amputovaných pro vaskulární insuficienci se výsledky vyznačují velkými interindividuálními rozdíly. Více než polovina amputovaných z vaskulární příčiny preferovala k posturální kontrole amputovanou dolní končetinu.
- U zdravých jedinců a amputovaných z důvodu traumatu je přítomna závislost mezi zhoršující se posturální kontrolou a zvyšujícím se věkem, což je zřejmé i z opakovaného kazuistického hodnocení dlouhodobějších protetických uživatelů.
- U transtibiálně amputovaných pro trauma došlo ke zlepšení kontroly směru pohybu na stranu amputované dolní končetiny v závislosti na době užívání protézy. Delší používání protézy vedlo ke zlepšení kontroly směru pohybu. Volní kontrola pohybu na stranu amputované dolní končetiny se zlepšovala i u kazuisticky hodnoceného traumaticky transtibiálně amputovaného v průběhu prvního roku užívání protézy.
- Změna nastavení chodidla u transtibiálně amputovaných má malý vliv na volní kontrolu pohybu těla, který byl zřejmý pouze při pohybu směrem dozadu u výsledných hodnot parametrů reakčního času a kontroly směru pohybu při prodloužení protézy o 1 cm a při nastavení protetického chodidla do dorzální flexe.

Z výsledků naší studie je evidentní, že prosté zhodnocení klidného stoje není dostatečně průkazné. Pro možnost komplexního posouzení posturální kontroly u transtibiálně amputovaných je klíčové zhodnotit aspekty volní i mimovolní kontroly pohybu. Při klidném stoji zatěžovali amputovaní z důvodu traumatu i z důvodu vaskulární nedostatečnosti více neamputovanou dolní končetinu, v průběhu dalších testů však dosahovali rozdílných výsledků. Traumaticky transtibiálně amputovaní byli schopni na základě vizuální zpětné vazby volně koordinovat pohyb těla (i na stranu amputované dolní končetiny) srovnatelně se zdravými jedinci, ale v rámci automatických reakcí preferovali k posturální kontrole neamputovanou dolní končetinu. To znamená, že v rámci posturálních automatismů využívali senzory a motoricky intaktní končetinu. Na rozdíl od amputovaných z vaskulární příčiny, kteří během automatických posturálních reakcí měli tendenci více se spoléhat na amputovanou dolní končetinu, což není efektivní. Insuficientní posturální kontrola u vaskulárně amputovaných se navíc projevila i sníženou schopností volně koordinovat pohyb.

Transtibiálně amputovaní z důvodu traumatu se ve srovnání s amputovanými z vaskulární příčiny výslednými hodnotami posuzovaných aspektů posturální kontroly více blížili zdravým jedincům. I přesto, že pro traumaticky transtibiálně amputované je přirozené a tedy vzhledem k získaným výsledkům do určité míry i žádoucí preferenční zatěžování neamputované dolní končetiny, zlepšuje se u nich v průběhu času volní koordinace pohybů těžiště těla na stranu amputované končetiny. Předpokládáme, že volní koordinace těla podléhá motorickému učení a proto je trénink efektivního přenášení tělesné hmotnosti přes amputovanou dolní končetinu v rámci posturálních automatismů nezbytný.

9 SOUHRN

Studie i klinická praxe opakovaně potvrzují, že osoby po amputaci dolní končetiny mají zhoršenou posturální kontrolu, což se negativně promítá do kvality jejich stoje i chůze. Předmětem předložené dizertační práce bylo zhodnocení aspektů mimovolní (automatické) i volní kontroly pohybu u jedinců s transtibiální amputací zejména s ohledem na příčinu amputace, nastavení protézy a protetického chodidla a dobu užívání protézy. Studie se zúčastnilo celkem 27 transtibiálně amputovaných (14 amputovaných pro trauma na dolní končetině a 13 z vaskulární příčiny) a 17 zdravých jedinců. Všichni účastníci studie absolvovali vyšetření na tenzometrické plošině dynamického počítačového posturografu (NeuroCom[®]). V rámci posturografického vyšetření byly testovány: rozložení tělesné hmotnosti během klidného bipedálního stoje, volní koordinace inklinace těla předem definovaným směrem na základě vizuální zpětné vazby (test „Limits of Stability“) a rozložení tělesné hmotnosti v průběhu automatické posturální reakce a rychlost reakce na translaci plošiny (test „Motor Control Test“). Z výsledků testování je zřejmé, že jedinci po transtibiální amputaci nezávisle na příčině amputace měli ve srovnání se zdravými subjekty v klidném bipedálním stoji signifikantně asymetrické zatížení dolních končetin, více zatěžovali neamputovanou dolní končetinu. Volní kontrola inklinace těla byla zhoršená pouze u transtibiálně amputovaných z vaskulární příčiny ve srovnání se zdravými směrem dozadu a na stranu amputované dolní končetiny ve smyslu kontroly směru pohybu, strategie pohybu a maximálního náklonu daným směrem. V rámci automatické reakce na rychlé translace plošiny amputovaní z důvodu traumatu (na rozdíl od vaskulárně amputovaných) více zatěžovali neamputovanou dolní končetinu ve srovnání se zdravými. U zdravých jedinců a amputovaných z důvodu traumatu byla přítomna závislost mezi zhoršující se posturální kontrolou a zvyšujícím se věkem. U transtibiálně amputovaných pro trauma nicméně došlo ke zlepšení kontroly směru pohybu na stranu amputované dolní končetiny v závislosti na době užívání protézy (delší používání protézy vedlo ke zlepšení kontroly směru pohybu). Změna nastavení protézy a protetického chodidla neměla výrazný vliv na volní inklinaci těla u amputovaných. Je zřejmé, že i přesto, že pro traumaticky transtibiálně amputované bylo přirozené preferenční zatěžování sensoricky a motoricky intaktní neamputované dolní končetiny, je volní koordinace těla na stranu amputované dolní končetiny předmětem motorického učení. Trénink efektivního přenášení tělesné hmotnosti přes amputovanou dolní končetinu v rámci posturálních automatismů je proto nezbytný.

10 SUMMARY

Studies and clinical practice confirm the fact, that lower limb amputees have worse posture control than healthy subjects. This is negatively reflected in the quality of their stance and gait. The aim of this study was to assess aspects of automatic and voluntary posture control in transtibial amputees with respect to cause of amputation, prosthetic alignment and prosthetic usage duration. In our study participated 27 transtibial amputees (14 amputated due to lower limb trauma and 13 amputated due to vascular cause) and 17 healthy subjects. All participants were measured on tenzometric force platform by means of dynamic computed posturography (NeuroCom®). Within posturographic measurements were tested: body weight distribution in quiet stance, voluntary coordination of body inclination in given direction with visual feedback (test “Limits of Stability”) and body weight distribution during automatic postural reaction and latency of reaction on platform translation (test “Motor Control Test”). Our results suggest, that both tested groups of transtibial amputees (traumatic and vascular) put significantly more weight on their non-amputated leg compare to healthy subjects within quiet stance. Voluntary body inclination (by means of maximal excursion, endpoint excursion and directional control) toward the side of amputated leg and in backward direction was lowerd just in vascular amputees compared to healthy subjects. Within automatic reactions on fast platform translations lower limb amputees due to trauma (not vascular amputees) bore more weight on their non-amputated leg compare to healthy subjects. In healthy individuals and in amputees due to trauma is correlation between lowered posture control and increased age. In traumatic transtibial amputees was found correlation between duration of prosthesis usage and better posture control in some tested parameters. Tested different prosthetic alignment didn't have apparent influence on voluntary movement control in amputees. To follow our results is evident, that instead the fact that transtibial amputees preferred their non-amputated leg for posture control, the voluntary control of body inclination on the side of amputated leg is subject of motor learning for them. Training of effective weight shift over the amputated leg is therefore necessary.

11 REFERENČNÍ SEZNAM

- Abrahamová, D., & Hlavacka, F. (2008). Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiological Research*, 57(6), 957-64.
- Alexandrov, A. V., Frolov, A. A., Horak, F.B., Carlson-Kuhta, P., & Park, S. (2005). Feedback equilibrium control during human standing. *Biological Cybernetics*, 93(5), 309-22.
- Aruin, A. S., Nicholas, J. J., & Latash, M. L. (1997). Anticipatory postural adjustments during standing in below-the-knee amputees. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon), 12, 52-59.
- Arwert, J. H., Doorn-Loogman, M. H., Koning, J., Terburg, M. R., & Roebroek, M. E. (2007). Residual-limb quality and functional mobility 1 year after transtibial amputation caused by vascular insufficiency. *Journal of rehabilitation research and development*, 44, 2007, 717-722.
- Bakirhan, S., Angin, S., Karatosun, V., Ünver, B., & Günel I. (2009). A comparison of static and dynamic balance in patients with unilateral and bilateral total knee arthroplasty. *Joint Disease & Related Surgery*, 20(2), 93-101.
- 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), 1214-22.
- Barr, A. E., Siegel, K. L., Danoff, J.V., McGarvey, C. L., Tomasko, A., Sable, I., & Stanhope, S. J. (1992). Biomechanical comparison of the energy-storing capabilities of SACH and Carbon Copy II prosthetic feet during the stance phase of gait in a person with below-knee amputation. *Physical Therapy*, 72(5), 344-54.
- Behr, J., Friedly, J., Molton, I., Morgenroth, D., Jensen, M. P., & Smith, D. G. (2009). Pain and pain-related interference in adults with lower-limb amputation: comparison of knee-disarticulation, transtibial, and transfemoral surgical sites. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 46(7), 963-72.
- Berger, S.M. (1980). Conservative management of phantom-limb and amputation-stump pain. *Annals of the Royal college surgeons*, 62(2),102-5.
- Bhangu, S., Devlin, M., & Pauley, T. (2009). Outcomes of individuals with transfemoral and contralateral transtibial amputation due to dysvascular etiologies. *Prosthetics and orthotics international*, 33, 33-40.

- Bierbaum, S., Pepe, A., Karamanidis, K., & Arampatzis, A. (2011). Adaptive feedback potential in dynamic stability during disturbed walking in the elderly. *Journal of Biomechanics*, 44(10), 1921-6.
- Binda, S. M., Culham E. G., & Brouwer, B. (2003). Balance, muscle strength, and fear of falling in older adults. *Experimental Aging Research*, 29(2), 205-19.
- Birgusová, G. (2007) Protetická fyzioterapie pro pokročilé, základní přehled. Seminář Ossur Academy East Europe, konaný 26.01.2007 ve Frýdku-Místku v ING corporation.
- Bloem, B. R., Allum, J. H., Carpenter, M. G., Honegger F. (2000). Is lower leg proprioception essential for triggering human automatic postural responses? *Experimental Brain Research*, 130(3), 375-91.
- Blumentritt, S., Schmalz, T., Jarash, R., & Schneider, M. (1999) Effects of sagittal plane prosthetic alignment on standing transtibial amputee knee loads. *Prosthetics Orthotics International*, 23, 231-238.
- Bonnet, C., Carello, C., & Turvey, M.T. (2009). Diabetes and postural stability: review and hypotheses. *Journal of Motor Behaviour*, 41(2), 172-90.
- Bosmans, J.C., Geertzen, J.H., Post, W.J., Van der Schans, C.P., Dijkstra, P.U. (2010). Factors associated with phantom limb pain: a 31/2-year prospective study. *Clinical Rehabilitation*, 24(5), 444-53.
- Bulat, T., Hart-Hughes, S., Ahmed, S., Quigley, P., Palacios, P., Werner, D.C., & Foulis, P. (2007). Effect of a group-based exercise program on balance in elderly. *Clinical Interventions in Aging*, 2(4), 655-60.
- Byrne, K.P. (2011). Survey of phantom limb pain, phantom sensation and stump pain in Cambodian and New Zealand amputees. *Pain Medicine*, 12(5), 794-8.
- Caldwell, G. E., Robertson D. G. E., & Whittlesey, S. N. (2004). Forces and their measurements. In Robertson, D. G. E. et al. (Eds.), *Research methods in biomechanics* (pp. 73-102). Champaign (USA): Human Kinetics. ISBN: 0-7360-3966-X.
- Cameron, M. H., Horak, F.B., Herndon, R.R., & Bourdette D. (2008). Imbalance in multiple sclerosis: a result of slowed spinal somatosensory conduction. *Somatosensory & Motor Research*, 25(2), 113-22.

- Clark, R.C., Saxion, C. E., Cameron, K. L., & Gerber, J. P. N. (2010). Associations between three clinical assessment tools for postural stability. *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 5(3), 122-30.
- Colnat-Coulbois, S., Gauchard, G. C., Maillard, L., Barroche, G., Vespignani, H., Auque, J., Perrin, P. P. (2011). Management of postural sensory conflict and dynamic balance control in late-stage Parkinson's disease. *Neuroscience*, 13 (193), 363-9.
- Colné, P., Frelut, M. L., Pérès, G., & Thoumie, P. (2008). Postural Control in obese adolescents assessed by limits of stability and gait initiation. *Gait and Posture*, 28(1), 164-9.
- Cruz, V. T., Nunes, B., Reis, A. M., & Pereira, J. R. (2003). Cortical remapping in amputees and dysmelic patients: A functional MRI study. *NeuroRehabilitation*, 18 (4) , 299-305.
- Činčura, J. (2007). Angiologie pro lékaře v praxi. *Medical Tribune* [online], 13 [cit. 2011-09-03]. Dostupné na WWW: <http://www.tribune.cz/clanek/10529> .
- Darian-Smith, C., & Gilbert, C. D. (1994). Axonal sprouting accompanies functional reorganization in adult cat striate cortex. *Nature*, 68, 737-740.
- Dickstein, R., Peterka, R. J., & Horak, F.B. (2003). Effects of light fingertip touch on postural responses in subjects with diabetic neuropathy. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 74(5), 620-6.
- Diener, H. C., Horak, F. B., & Nashner, L. M (1988). Influence of stimulus parameters on human postural responses. *Journal of Neurophysiology*, 59(6),1888-189.
- Donker, S.F., & Beek, P.J. (2002). Interlimb coordination in prosthetic walking: effects of asymmetry and walking velocity. *Acta Psychologica (Amst.)*, 110(2-3), 265-88.
- Duclos, C., Roll, R., Kavounoudias, A., Roll, J-P., & Forot, R. (2007). Vibration-induced post-effects: A means to improve postural asymmetry in lower leg amputees? *Gait and Posture*, 26(4), 595-602.
- Duclos, C., Roll, R., Kavounoudias, A., Mongeau, J. P., Roll, J. P., & Forget, R. (2009). Postural changes after sustained neck muscle contraction in persons with a lower leg amputation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(4), 214-22.
- Duncan, P. W., Werner, D. K. & Chander, J. (1990). Functional Reach: A new clinical measure of balance. *Journal of Gerontology*, 45, 92-197.
- Edelstein, J.E. (1988). Prosthetic feet. State of the Art. *Physical therapy*, 68(12), 1874-81.
- Ehde, D.M., & Smith, D.G. (2004). *Chronic Pain Management*. In Smith, D.G.; Michael, J.W.; Bowle, J. H. (Eds.). *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies – Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles chapter*, 3rd. ed. Rosemond (USA): American Academy of Orthopedic Surgeons. ISBN 0892033134.

- Emam, A. A., Gad, A. M., Ahmed, M. M., Assal, H. S., & Mousa, S. G. (2009). Quantitative assessment of posture stability using computerised dynamic posturography in type 2 diabetic patients with neuropathy and its relation to glycaemic control. *Singapore Medical Journal*, 50(6), 614-8.
- Engsberg, J. R., Tedford, K. G., Springer, M. J., & Nardet, J. A. (1992). Weight distribution of below-knee amputee and able-bodied children during standing. *Prosthetics Orthotics International*, 16(3), 200-2.
- Eskelinen, E., Eskelinen, A., Alback, A., Lepantalo, M. (2006). Major amputation incidence decreases both in non diabetic and in diabetic patients in Helsinki. *Scandinavian Journal of Surgery*, 95, 85-189.
- Fang, L., Xiaohong, J., & Wanq, R. (2007). Modeling and simulation of muscle forces of trans-tibial amputee to study effect of prosthetic alignment. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 22, 1125-1131.
- Fernie, G. R., Gryfe, C. I., Holliday, P. J., Llewellyn, A. (1982). The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects. *Age and Ageing*, 11(1), 11-6.
- Fridman, A., Ona, I., & Isakov, E. (2003). The influence of prosthetic foot alignment on trans-tibial amputee gait. *Prosthetics orthotics international*, 27(1), 17-22.
- Friel, K., Domholdt, E., & Smith, D.G. (2005). Physical and functional measures related to low back pain in individuals with lower-limb amputation: an exploratory pilot study. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 42(2), 155-66.
- Futr, P., Cohen, L. G., Dang, N., Findley, T. W., Haghigi, S., Oro, J., & Hallett, M. (1992). Physiological analyses of motor reorganization following lower limb amputation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 85 (1), 53-60.
- Gailey, R. S. (2004). Physical therapy for sports and recreation. In Smith, D.G.; Michael J.W.; Bowle, J. H. (Eds). *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies – Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles chapter* (3rd. ed.) Rosemond (USA). ISBN 0892033134.
- Gailey, R., Allen, K., Castles, J., Kucharik, J., & Roeder, M. (2008). Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 45(1), 15-29.
- Gauthier-Gagnon, Ch., Gravel, D., St-Amand, H., Murie, Ch., & Goyette, M. (2006). Changes in ground reaction forces during prosthetic training of people with transfemoral amputations: a pilot study. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 12, 72-79.

- Geurts, A.C., Mulder, T.W., Nienhuis, B., & Rijken, R.A. (1991). Dual-task assessment of reorganization of postural control in persons with lower limb amputation. *Archives of Physical Medicine*, 72(13), 1059-64.
- Geurts, A.C., & Mulder, T.W. (1992). Reorganization of postural control following lower limb amputation: Theoretical consideration and implications for rehabilitation. *Physiotherapy Theory and Practice*, 8(3), 145-157.
- Girardi, M., Konrad, H. R., Amin, M., & Hughes, L. F. (2001). Predicting Fall risks in an elderly population: Computer dynamic posturography versus electronystagmography test results. *Laryngoscope*, 111(9), 1528-32.
- Greive, A. C., & Lankhorst, G. J. (1996). Functional outcome of lower-limb amputees: a prospective descriptive study in a general hospital. *Prosthetics Orthotics International*, 20, 79-87.
- Gupta, A., & Sharma, R. (2006). Comparison of static weight-bearing and static sway in below knee amputees trained by conventional versus visual biofeedback techniques using dynamic posturography. *Indian Journal of Physical Medicine and Tehabilitation (IJPMR)*, 17(1), 14-17.
- Hawamdeh, Z.M., Othman, Y.S., & Ibrahim, A.I. (2008). Assessment of anxiety and depression after lower limb amputation in Jordanian patients. *Neuropsychiatric Disease and Treatment*, 4(3), 627-33.
- Henry, S. M., Hitt, J. R., Jones, S. L., & Bunn, J. Y. (2006). Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(9), 881-92.
- Hermodsson, Y., Ekdahl, C., Persson, B. M., & Rozendal, G. (1994). Standing balance in trans-tibial amputees following vascular disease or trauma: a comparative study with healthy subjects. *Prosthetics Orthotics International*, 18, 150-158.
- Hlavacka, F., & Horak, F.B. (2006). Somatosensory influence on postural response to galvanic vestibular stimulation. *Physiological Research*, 55(1), 121-7.
- Hlavačková, P., Franco, C., Diot, B., Vuillerme, N. (2011). Contribution of each leg to the control of unperturbed bipedal stance in lower limb amputees: new insights using entropy. *PLoS One*, 6(5), 1-4.
- Hlavačková, P., Fristios, J., Cuisinier, R., Pinsault, N., Janura, M., & Vuillerme, N. (2009). Effects of mirror feedback on upright stance control in elderly transfemoral amputees. *Archives of Physical Medicine*, 90(11), 1960-3.

- 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*, 35(2), ii7-ii11.
- Horak, F. B., Henry, S. M., & Shumway-Cook, A. (1997). Postural Perturbations: New insight for treatment of balance disorders. *Physical Therapy*, 77 (5), 517-33.
- Horak, F. B., Moore, S. P. (1993). The effect of prior leaning on human postural responses. *Gait and Posture*, 1, 203-210.
- Horak, F. B., & Nashner, L. (1986). Central Programming of postural movements adaptation to altered support surface configuration. *Journal of Neurophysiology*, 155, 1369-1381.
- Horak, F. B., Nashner, L. M., & Diener, H. C. (1990). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research*, 82(1), 67-77.
- Horak, F. B., Nutt, J. G., & Nashner, L. M. (1992). Postural inflexibility in parkinsonian subjects. *Journal of Neurological Sciences*, 111(1), 46-58.
- Horak, F. B., & Shupert, C. L. (1989). Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiology of Ageing*, 10, 727-38.
- 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.
- Hostino, J., Ubyta, Y., Ohara, K., Ohta, E., Suwabe, T., Higa, Y., Nakanishi, S., Sawa, N., Katori, H., Takemoto, F., Takaichu, K. (2008). Changes of the activities of daily living (ADL) in relation to the level of amputation of patients undergoing lower extremity amputation for arteriosclerosis obliterans (ASO). *Circulation Journal*, 72, 1495 -198.
- Chen, R., Corwell, B., Yaseen, Z., Hallett, M. & Cohen, L. G. (1998). Mechanisms of cortical reorganization in lower-limb amputees. *The Journal of Neuroscience*, 18 (9), 3443-3450.
- Indráková, J. (2010). Specifika ischemické choroby dolních končetin u pacientů s diabetem. *Medicína pro praxi* [online]. 7(2) [cit. 2011-08-19], 69-73. Dostupné na WWW: <http://www.medicina-propraxi.cz/artkey/med-2010020005> (19.8.2011).
- Isakov, E., Mizrahi, J., Ring, H., Susak, Z., & Hakim, N. (1992). Standing sway and weight-bearing distribution in people with below-knee amputation. *Archives of Physical Medicine*, 73(2), 174-178.
- Jacobs, J. V., & Horak, F. B. (2007). Cortical control of postural responses. *Journal of neural transmission*, 114(10), 1339-48.
- Jacobs, J. V., Fujiwara, K., Tomita, H., Furune, N., Kunita, K., & Horak, F. B. (2008). Changes in the activity of the cerebral cortex relate to postural response modification when warned of a perturbation. *Clinical Neurophysiology*, 119(6), 1431-42.

- Jbabdi, M., Boissy, P., & Hamel, M. (2008). Assessing control of postural stability in community-living older adults using performance-based limits of stability. *BMC Geriatrics*, 8(8), 1-10.
- 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), 100-6.
- Juras, G., Slomka, K., Fredyk, A., Sobota, G., & Bacik, B. (2008). Evaluation of the Limits of Stability (LOS) Balance Test. *Journal of Human Kinetics*, 19, 39-52.
- Kaas, J. H. (1991). Plasticity of sensory and motor maps in adult mammals. *Annual Review Neuroscience*, 14, 137-167.
- Kálal, J. (2009). Rehabilitace u pacientů po amputaci končetin. In Kolář, P. (ed). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- Kaphingst, W. (1992). Základy protetiky dolních a horních končetin (Doporučený text pro rekvalifikační kurzy). Praha.
- Kapp, S. L. & Ferguson, J. R. (2004). Transtibial amputation: Prosthetic Management. Smith, D. G., Michael, J. W., & Bowle, J. H. (Eds.). *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies – Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles chapter* (3rd ed). Rosemond (USA): American Academy of Orthopedic Surgeons. ISBN 0892033134.
- Karmarkar, A. M., Collins, D. M., Wichman, T., Franklin, A., Fitzgerald, S.G., Dicianno, B.E., Pasquina, P. F., & Cooper, R. A. (2009). Prosthesis and wheelchair use in veterans with lower-limb amputation. *Journal of rehabilitation research and development*, 46(5), 567-76.
- Konradsen, L., Ravn, J. B., & Sørensen, A. I. (1993). Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *The journal of bone and joint surgery. British Volume*, 75(3), 433-6.
- Kovounoudias, A.; Tremblay;C.; Gravel, D.; Iancu, A.; Forget, R. (2005). Bilateral changes in Somatosensory Sensibility After Unilateral Below-Knee Amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(4), 634-640.
- Kozáková, D., Svoboda, Z., Janura, M., Paráková, B. (2008). Assessment in patients with transfemoral amputation with different period of using prosthesis. *Česká kinatropologie*, 12(4), 77-86.
- Kratz, A. L, Williams, R. M., Turner, A. P., Raichle, K. A., Smith, D. G., & Ehde, D. (2010). To lump or to split? Comparing individuals with traumatic and nontraumatic limb loss in the first year after amputation. *Rehabilitation Psychology*, 55(2), 126-38.

- Kubeš, R. (2005). Amputace. In Dungal, P. *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing. ISBN 80-247-0550-8.
- Kulkarni, J., Gaine, W.J., Buckley, J. G., Nankine, J. J., & Adams, J. (2005). Chronic low back pain in traumatic lower limb amputees. *Clinical Rehabilitation*, 19(1), 81-86.
- Laing, S., Lee, P., Goh, J. (2011). Engineering a transtibial prosthetic socket for the lower limb amputee. *Annals Academy of Medicine*. 40(5), 252-259.
- Larsson, J., Apelqvist, J., Agard, C. D., & Stenstrom, A. (1995). Decreasing incidence of major amputation in diabetic patients: a consequence of a multidisciplinary foot care team approach? *Diabetic Medicine: a Journal of the British Diabetic Association*, 12, 770-776.
- Latash, M. (1998). *Neurophysiological basis of movement*. Champaign (USA): Human Kinetics. ISBN-13: 978-0-7360-6367-8.
- Lejčko, J. (2001). Fantomová bolest (doporučené postupy pro praktické lékaře). Publikováno Českou lékařskou společností Jana Evangelisty Turkyň [online], [cit. 2011-04-17]. Dostupné na WWW: www.cls.cz/dokumenty2/os/r036.rtf.
- Liaw, M. Y., Chen, C. L., Pei, Y. C., & Leong, C. P., & Lau, Y. C. (2009). Comparison of the static and dynamic balance performance in young, middle-aged, and elderly healthy people. *Chang Gung Medical Journal*, 32(3), 297-304.
- Lin, D., Seol, H., Nussbaum, M. A., & Madigan, M. L. (2008). Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. *Gait and Posture*, 28(2), 337-42.
- Liu, T., Chu, W. C., Young, G., Li, K., Yeung, B. H., Guo, L., Man, G. C., Lam, W. W., Wong, S. T., & Cheng, J. C. (2008). MR analysis of regional brain volume in adolescent idiopathic scoliosis: neurological manifestation of a systemic disease. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 27(4), 732-6.
- Lotze, M., Flor, H., Grodd, W., Larbig, W., & Birbaumer, N. (2001). Phantom movements and pain. An fMRI study in upper limb amputees. *Brain*, 124, 2268-2277.
- Lusardi, M. M. & Owens, L. F. (2000) Postoperative and Preprosthetic Care. In Lusardi, M. M.; Owens, L. F. (Eds). *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. Woborn (USA): Butterworth Heinemann. ISBN 0750698071.
- MacIver, K., Lloyd, M. D., Kelly, S., Roberts, N., & Nurmikko, T. (2008). Phantom limb pain, cortical reorganization and the therapeutic effect of mental imagery. *Brain*, 131 (8), 2181-2191.
- Macpherson, J. M., Horak, F. B., & Dunbar, D. C. (1989). Stance dependence of automatic postural adjustments in humans. *Experimental Brain Research*, 78(3), 557- 566.

- Mahar, R.K., Kirby, R.L., & MacLeod, D.A. (1985). Simulated le-lenght discrepancy:its effect on mean center-of –pressure position and postural sway. *Archives of Physical Medicine*, 66(12), 822-4.
- Mahboobin, A., Loughlin, P. J., Redfern, M. S., Sparto, P. J. (2005). Sensory re-weighting inhuman postural control during moving-scene perturbations. *Experimental Brain Research*, 167(2), 260-7.
- Manchikanti, L., & Singh, V. (2004). Managing phantom pain. *Pain Physician*, 7(3), 365-75.
- Mancini, M., Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 46(2), 239-48.
- Mancini, M., Rochci, L., Horak, F. B., & Chiari L. (2008). Effects of Parkinson´s disease and levodopa on functional limits of stability. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(4), 450-8.
- Marconi, B., Koch, G., Pecchioli, C., Cavallari, P., & Caltagirone, C. (2007). Breakdown of inhibitory effects induced by foot motor imagery on hand motor area in lower-limb amputees. *Clinical Neurophysiology*, 118 (11), 2468-78.
- Marigold, D. S., & Eng, J. J. (2006). Altered timing of postural reflexes contributes to falling in persons with chronic stroke. *Experimental Brain Research*, 171(4), 459-68.
- Mathias, S., Nayak, U. S., & Isaacs, B. (1986). Balance in elderly patients: the "get-up and go" test. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 67(6), 387-9.
- Maurer, M.S., Burcham, J., & Cheby, H. (2005). Diabetes mellitus is associated with an increased risk of falls in elderly residents of a long-term care facility. *The journal of Gerontology*, 60(9), 1157-62.
- May, B. J. (2002). *Amputations and Prosthetics – a Case Study Approach* (2nd ed.). Philadelphia: F. A. Davis Company. ISBN 9780803608399.
- Mayer, A., Tihanyi, J., Bretz, K., Csende, Z., Bretz, E., & Horváth, M. (2011). Adaptation to altered balance conditions in unilateral amputees due to atherosclerosis: a randomized controlled study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 27(12), 118-125.
- McDermott, M.M., Criqui, M.H., Greenland, P., Guralnik, J.M., Liu, K., Pearce, W.H., Taylor, L., Chan, C., Celic, L., Woolley, C., O'Brien, M.P., Schneider, J.R. (2004). Leg strength in peripheral arterial disease: associations with disease severity and lower-extremity performance. *Journal of Vascular Surgery*, 393, 523-30.
- McGregor, S. J., Armstrong, W. J., Yaggie, J. A., Bollt, E. M., Parshad, R., Bailey, J. J., Johnson, S. M., Goin, A. M., Kelly, S. R. (2011). Lower extremity fatigue increases

- complexity of postural control during a single-legged stance. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 8(1), 43-53.
- Melzer, I., Benjuya, N., & Kaplanski, J. (2004). Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age Ageing*, 33(6), 602-7.
- Melzer, I., Benjuya, N., Kaplanski, J., & Alexander, N. (2009). Association between ankle muscle strength and limit of stability in older adults. *Age Ageing*, 38(1), 119-23.
- Mercier, C., Reilly, K. T., Vargas, C. D., Aballea, A., & Sirigu, A. (2006). Mapping phantom limb moment representations in the motor cortex of amputees. *Brain*, 129(8), 2202-2210.
- Miller, W. C., & Deathe, A. B. (2004). A prospective study examining balance confidence among individuals with lower limb amputation. *Disability and Rehabilitation*, 26(5), 875-881.
- Mochizuki, G., Sibley, K. M., Cheung, H. J., McIlroy, W. E. (2009). Cortical activity prior to predictable postural instability: is there a difference between self-initiated and externally-initiated perturbations? *Brain Research*, 7(1279), 29-36.
- Moore, S. P., Rushmer, D. S., Windus, S. L., & Nashner, L. M. (1988). Human automatic postural responses: responses to horizontal perturbations of stance in multiple directions. *Experimental Brain Research*, 73(3), 648-58.
- Morrison, S., Sjeti, R., Mariano, M., Parson, H. K., & Vinik, A. (2010). Balance training reduces falls risk in older individuals with type 2 diabetes. *Diabetes Care*, 33(4), 748-750.
- Mueller, M. J., Minor, S. D., Sahrman, S. A., Schaaf, J. A., & Strube, M. J. (1994). Differences in the gait characteristics of patients with diabetes and peripheral neuropathy compared with age-matched controls. *Physical Therapy*, 74(4), 299-308.
- Nadollek, H., Brauer, S., & Isles, R. (2002). Outcomes after trans-tibial amputation: the relationship between quiet stance ability, strength of hip abductor muscles and gait. *Physiotherapy research international: the journal for researches and clinicians in physical therapy*, 7(4), 203-14.
- Nagai, K., Yamada, M., Uemura, K., Yamada, Y., Ichihashi, N., & Tsuboyama, T. (2011). Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 53(3), 338-43.
- Nashner, L. M., & Cordo, P. J. (1981). Relation of automatic postural response and reaction-time voluntary movements of human leg muscles. *Experimental Brain Research*, 43, 395-405.
- Nashner, L. M. (1997). Practical biomechanics and physiology of Balance. In Jacobson, G. P., Newman, G. W., Kartush, J. M. (Eds.), *Handbook of balance function testing* (pp. 261-279). London: Thomson Delmar Learning. ISBN: 1-565-93907-7.

- Nashner, L.M., Blaf, F.O., Wall, C. (1982). Adaptation to altered support and visual conditions during stance? Patients with vestibular deficits. *The Journal of Neuroscience*, 2, 536-544.
- Nashner, L. M., & Cordo, P. J. (1982). Relation of automatic postural response and reaction-time voluntary movements of human leg muscles. *Experimental Brain Research*, 2, 536-544.
- Newton, R. A. (2001). Validity of the multi-directional reach test: a practical measure for limits of stability in older adults. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 56, 248-252.
- O'Sullivan, M., Blake, C., Cunningham, C., Boyle, G., & Finucane, C. (2009). Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers. *Age and Ageing*. 38(3), 308-13.
- Operator's manual (2001). NeuroCom International: Smart Equitest[®] system (version 8). Clackamus (OR), NeuroCom.
- Perttunen, J. R., Anttila, E., Södergård, J., Merikanto, J., & Komi, P. V. (2004). Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 14(1), 49-56.
- Perušičová, J. (2004). Diabetes mellitus a metabolický syndrom. *Postgraduální medicína (Zdravotnické noviny)* [online], 6. [cit. 2011-08-25] Dostupné na WWW: <http://www.zdn.cz/clanek/postgradualni-medicina/diabetes-mellitus-a-metabolicky-syndrom-1649545>.
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 88, 1097-1118.
- Pohjolainen, T., & Alaranta, H. (1991). Predictive factors of functional ability after lower-limb amputation. *Annales Chirurgie et Gynecologiae*, 80, 36-39.
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., Paul, J. P (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 14(4), 402-6.
- Priest, A. W., Salamon, K. B., & Hollman, J. H. (2008). Age-related differences in dual task walking: a cross sectional study. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 14, 5-29.
- Quai, T. M., Brauer, S. G., & Nitz, J. C. (2005). Somatosensation, circulation and stance balance in elderly dysvascular transtibial amputees. *Clinical Rehabilitation*, 19(6), 668-76.
- Raichle, K. A., Hanley, M. A., Molton, I., Kadel, N. J., Campbell, K., Phelps, E., Ehde, D., & Smith, D.G. (2008). Prosthesis use in persons with lower- and upper-limb amputation. *Journal of Rehabilitation and Research Development*, 45(7), 961-72.
- Rao, N., & Aruin, A.S. (2006). Automatic postural responses in individuals with peripheral neuropathy and ankle-foot orthoses. *Diabetes Research and Clinical Practice*, 74(1), 48-56.

- Reilly, K.T., Mercier, C., Schieber, M.H., & Sirigu, A. (2006). Persistent hand motor commands in the amputee's brain. *Brain*, 129(8), 2211-2223.
- Ries, J. D., & Brewer K.M. (2000). Transtibial Prosthetic Training and Rehabilitation. In Lusardi, M. M.; Owens, L. F. (Eds.). *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. Woborn (USA): Butterworth Heinemann. ISBN 0750698071.
- Russell, W. L., Sailors, D. M., Whittle, T. B., Fisher, D. F., & Burns, R. P. (1991). Limb salvage versus traumatic amputation. A decision based on a seven-part predictive index. *Annals of Surgery*, 213(5), 473-80.
- Sabolich, J. A., & Ortega, G. M. (1994). Sense of Feel for Lower-Limb Amputees: A Phase-One Study. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 6, 36-41.
- Santos, M. J., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2010). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3), 398-405.
- Seelen, H. A., Anemaat, S., Janssen, H. M., & Deckers, J. H. (2003). Effects of prosthesis alignment on pressure distribution at the stump/socket interface in transtibial amputees during unsupported stance and gait. *Clinical Rehabilitation*, 17(7), 787-96.
- Seymour, R. Transtibial components – clinical decision making, Chapter 8, Section II. *Prosthetics and Orthotics, lower Limb and Spinal*. Pennsylvania: Lippincott Williams & Wilkins 2002. ISBN 9780781728546.
- Shurr, D. G., & Michael, J. W. *Prosthetics and Orthotics* (2nd ed.). London: Pearson Education 2002. ISBN 0683078518.
- Schwenkreis, P., Witscher, K., Nanesen, F., Pleger, B., Dertwinkel, R., Zenez, M., Malin, J. P., & Tegenthoff, M. (2001). Assessment of reorganization in the sensorimotor cortex after upper limb amputation. *Clinical Neurophysiology*, 112 (4), 627-635.
- Schieppati, M., & Nardone, A. (1991). Free and supported stance in Parkinson's disease. The effect of posture and 'postural set' on leg muscle responses to perturbation, and its relation to the severity of the disease. *Brain*, 114(3), 1227-44.
- Skalická, L. (2006). Kritická končetinová ischemie – klinická manifestace a diagnostika. *Zdravotnické noviny* [online], 4. [cit. 2011-08-28]. Dostupné: <http://www.zdn.cz/clanek/postgradualni-medicina/kriticka-koncetinova-ischemie-klinicka-manifestace-a-diagnostika-264358>.
- Shumway-Cook, A., Brauer, S., & Woollacott, M. (2000). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Physical Therapy*, 80(9), 896-903.

- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2001). *Motor Control. Theory and practical applications*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN: 0-683-30643-X.
- Smith, D.G., Ehde, D.M., Legro, M.W., Reiber, G.E., del Aguila, M., Boone, D.A. (1999). Phantom limb, residual limb, and back pain after lower extremity amputations. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 361, 29-38.
- Snyder, R.D., Powers, C.M., Fontaine, C., & Perry, J. (1995). The effect of five prosthetic feet on the gait and loading of the sound limb in dysvascular below- knee amputees. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 32(4), 309-15.
- Soderberg, G. (1997). *Kinesiology: application to pathological morión* (2nd ed.). Maryland: Williams & Wilkins. ISBN 0683078518.
- Sparto, P.J., Aizenstein, H. J., Vanswearingen, J. M., Rosano, C., Perera, S., Studenski, S. A., Furman, J. M., & Redfern, M. S. (2008). Delays in auditory-cued step initiation are related to increased volume of white matter hyperintensities in older adults. *Experimental Brain Research*, 188(4), 633-40.
- Summers, G. D., Morrison, J. D., & Cochrane, G. M. (1987). Foot loading characteristics of amputees and normal subjects. *Prosthetics and Orthotics International*, 11(1), 33-39.
- Suominen, V., Salenius, J., Sainio, P., Reunanen, A., & Rantanen, T. (2008). Peripheral arterial disease, diabetes and postural balance among elderly Finns: a population-based study. *Ageing Clinical and Experimental Research*, 20(6), 540-546.
- Svoboda, Z. (2008). Biomechanická analýza chůze s různými typy protetických chodidel u osob s transtibiální amputací. Disertační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Timmann, D., Belting, C., Schwarz, M., Diener, H. C. (1994). Influence of visual and somatosensory input on leg EMG responses in dynamic posturography in normals. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 93(1), 7-14.
- Tisi, P.V., & Callam, M.J. (2006). Type of incision for below knee amputation. By Cochrane Peripheral Vascular Diseases Group. *Cochrane Reviews Date*. The Cochrane Library, no. 3.
- Toledo, D. R., & Barela, J. A. (2010). Sensory and motor differences between young and older adults: somatosensory contribution to postural control. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 14(3), 267-75.
- Tucker, M. G. , Kavanagh, J. J., Morrison, S., Barrett, R. S. (2010). Differences in rapid initiation and termination of voluntary postural sway associated with ageing and falls-risk. *Journal of Motor Behavior*, 42(5), 277-87.

- Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR. (2010). Činnost oboru diabetologie, péče o diabetiky v roce 2010. Aktuální informace, [online]. 26, 1-5. [cit. 2011-08-09] Dostupné na WWW: <http://www.uzis.cz/>.
- Van Daele, U., Huyvaert, S., Hagman, F., Duquet, W., Van Gheluwe, B., & Vaes, P. (2007). Reproducibility of postural control measurement during unstable sitting in low back pain patients. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8, 44-53.
- Van Houtum, W., Rauwerda, J., Ruwaard, D., Schaper, N., & Bakker, K. (2004). Reduction in diabetes-related lower-extremity amputations in the Netherlands: 1991-2000. *Diabetes Care*, 27, 1042-1046.
- Vanicek, N., Strike, S., McNaughton, L., & Polman, R. (2009). Postural response to dynamic perturbations in amputee fallers versus nonfallers: A comparative study with able-bodied subjects. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 90(6), 1018-25.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie (přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku terapie poruch pohybové soustavy)*. Praha: Triton 2006. ISBN 8072548379.
- Visser, J. E., Carpenter, M. G., van der Kooij, H., & Bloem, B. R. (2008). The clinical utility of posturography. *Clinical Neurophysiology*, 119(11), 2424-36.
- Viton, J.M., Mouchino, 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.
- Vrieling, A. H., Keeken, H. G., Schopen, T., Otten, E., Hof, A. L., Halbertsma, J. P. K., & Postema, K. (2008a). Balance control on moving platform in unilateral lower limb amputees. *Gait and Posture*, 28(2), 222-8.
- Vrieling, A. H., van Keeken, H. G., Schopen, T., Otten, E., Halbertsma, J. P., Hof, A.L., & Postema, K. (2008b). Gait initiation in lower limb amputees. *Gait and Posture*, 27(3), 423-30.
- Weerdesteyn, V., Laing, A. C., & Robinovitch, S.N. (2008). Automated postural responses are modified in a functional manner by instruction. *Experimental Brain Research*, 186, 571-580.
- Wilkinson, J. (1990). Biomechanics of below – knee prosthesis. *Lower Limb Prosthetics*. New York: Prosthetic Orthotic Publications.
- Winter, D. A. (1993). Knowledge base for diagnostic gait assessment. *Medical Progress through Technology*, 19, 61-81.
- Winter, D. A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement* (3rd ed.). New Jersey (USA): John Wiley & Sons. ISBN 0-471-44989-X.

Zwergal, A., Linn, J., Xiong, G., Brandt, T., Strupp, M., & Jahn, K. (2010). Aging of human supraspinal locomotor and postural control in fMRI. *Neurobiology of Aging*, In press.

12 SEZNAM ZKRATEK

ADK – amputovaná dolní končetina

CNS – centrální nervová soustava

COG – center of gravity (vertikální projekce těžiště do podložky)

COP – center of pressure (vážený průměr všech tlaků působících na podložku)

DCL – directional control (kontrola směru pohybu), testovaný parameter v rámci testu LOS

DM – diabetes mellitus

DF – dorzální flexe protetického chodidla

DK – dolní končetina

EPE – endpoint excursion, testovaný parameter v rámci testu LOS

ICHDK – ischemická choroba dolních končetin

LOS – posturografický test “Limits of Stability”

M1 – zkrácení protézy dolní končetiny o 1 cm

MCT – posturografický test “Motor Control Test”

MVL – movement velocity, testovaný parameter v rámci testu LOS

MXE – maximum excursion, testovaný parameter v rámci testu

N – optimální nastavení protézy

NDK – neamputovaná dolní končetina

P1 – prodloužení protézy o 1 cm

PF – nastavení protetického chodidla do plantárno flexe

RT – reaction time, testovaný parameter v rámci testu

TTA – transtibiálně amputování

13 PŘÍLOHY

13.1 Výsledky statistického testování

Tab. 9 Hodnoty hladiny významnosti pro testování H_01 pomocí testu Kruskal-Wallis

Klidný stoj			
	Z	T	V
Z		0,00	0,04
T	0,00		1,00
V	0,04	1,00	

Legenda: Z – kontrolní skupina, T – transtibiálně amputovaní pro trauma, V – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny
Pozn.: Tučně jsou zvýrazněny hodnoty na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

Tab. 10 Hodnoty hladiny významnosti pro testování H_02 (parametr Reaction Time) pomocí testu Kruskal-Wallis

Reaction Time				
		Z	T	V
Dopředu	Z		1,00	1,00
	T	1,00		1,00
	V	1,00	1,00	
ADK	Z		0,49	1,00
	T	0,49		1,00
	V	1,00	1,00	
Dozadu	Z		1,00	0,37
	T	1,00		0,80
	V	0,37	0,80	
NDK	Z		1,00	1,00
	T	1,00		1,00
	V	1,00	1,00	

Legenda: Z – kontrolní skupina, T – transtibiálně amputovaní pro trauma, V – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, ADK – na stranu amputované dolní končetiny, NDK – na stranu neamputované dolní končetiny

Tab. 11 Hodnoty hladiny významnosti pro testování H_0 2 (parametr Movement Velocity) pomocí testu Kruskal-Wallis

Movement Velocity				
		Z	T	V
Dopředu	Z		0,08	0,06
	T	0,08		1,00
	V	0,06	1,00	
ADK	Z		0,65	1,00
	T	0,65		1,00
	V	1,00	1,00	
Dozadu	Z		0,02	0,01
	T	0,02		1,00
	V	0,01	1,00	
NDK	Z		0,10	0,43
	T	0,10		1,00
	V	0,43	1,00	

Legenda: **Z** – kontrolní skupina, **T** – transtibiálně amputovaní pro trauma, **V** – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, **ADK** – na stranu amputované dolní končetiny, **NDK** – na stranu neamputované dolní končetiny

Pozn.: Tučně jsou zvýrazněny hodnoty na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

Tab. 12 Hodnoty hladiny významnosti pro testování H_0 2 (parametr Endpoint Excursion) pomocí testu Kruskal-Wallis

Endpoint Excursion				
		Z	T	V
Dopředu	Z		0,45	0,24
	T	0,45		1,00
	V	0,24	1,00	
ADK	Z		0,69	0,01
	T	0,69		0,31
	V	0,01	0,31	
Dozadu	Z		0,02	0,00
	T	0,02		0,37
	V	0,00	0,37	
NDK	Z		0,05	0,00
	T	0,05		0,58
	V	0,00	0,58	

Legenda: **Z** – kontrolní skupina, **T** – transtibiálně amputovaní pro trauma, **V** – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, **ADK** – na stranu amputované dolní končetiny, **NDK** – na stranu neamputované dolní končetiny

Pozn.: Tučně jsou zvýrazněny hodnoty na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

Tab. 13 Hodnoty hladiny významnosti pro testování H_0 (parametr Maximum Excursion) pomocí testu Kruskal-Wallis

Maximum Excursion				
		Z	T	V
Dopředu	Z		0,27	0,13
	T	0,27		1,00
	V	0,13	1,00	
ADK	Z		0,50	0,04
	T	0,50		0,78
	V	0,04	0,78	
Dozadu	Z		0,08	0,00
	T	0,08		0,06
	V	0,00	0,06	
NDK	Z		0,11	0,16
	T	0,11		1,00
	V	0,16	1,00	

Legenda: **Z** – kontrolní skupina, **T** – transtibiálně amputovaní pro trauma, **V** – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, **ADK** – na stranu amputované dolní končetiny, **NDK** – na stranu neamputované dolní končetiny

Pozn.: Tučně jsou zvýrazněny hodnoty na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

Tab. 14 Hodnoty hladiny významnosti pro testování H_0 (parametr Directional Control) pomocí testu Kruskal-Wallis

Directional Control				
		Z	T	V
Dopředu	Z		1,00	0,23
	T	1,00		0,76
	V	0,23	0,76	
ADK	Z		1,00	0,04
	T	1,00		0,09
	V	0,04	0,09	
Dozadu	Z		0,48	0,00
	T	0,48		0,00
	V	0,00	0,00	
NDK	Z		1,00	0,63
	T	1,00		1,00
	V	0,63	1,00	

Legenda: **Z** – kontrolní skupina, **T** – transtibiálně amputovaní pro trauma, **V** – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, **ADK** – na stranu amputované dolní končetiny, **NDK** – na stranu neamputované dolní končetiny

Pozn.: Tučně jsou zvýrazněny hodnoty na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

Tab. 15 Hodnoty hladiny významnosti pro testování H_0 pomocí testu Kruskal-Wallis

		Motor Control Test Latence						
		Z (PDK)	T	V		Z (LDK)	T	V
SB	Z (PDK)		1,00	0,18	Z (LDK)		1,00	0,18
	T	1,00		0,67	T	1,00		0,66
	V	0,18	0,67		V	0,18	0,66	
MB	Z (PDK)		0,96	1,00	Z (LDK)		1,00	1,00
	T	0,96		1,00	T	1,00		1,00
	V	1,00	1,00		V	1,00	1,00	
LB	Z (PDK)		1,00	1,00	Z (LDK)		1,00	1,00
	T	1,00		1,00	T	1,00		1,00
	V	1,00	1,00		V	1,00	1,00	
SF	Z (PDK)		0,62	1,00	Z (LDK)		1,00	1,00
	T	0,62		0,90	T	1,00		0,89
	V	1,00	0,90		V	1,00	0,89	
MF	Z (PDK)		1,00	1,00	Z (LDK)		1,00	1,00
	T	1,00		1,00	T	1,00		1,00
	V	1,00	1,00		V	1,00	1,00	
LF	Z (PDK)		1,00	1,00	Z (LDK)		1,00	0,71
	T	1,00		1,00	T	1,00		1,00
	V	1,00	1,00		V	0,71	1,00	

Legenda: **Z** – kontrolní skupina, **PDK** – pravá dolní končetina, **LDK** – levá dolní končetina, **T** – transtibiálně amputovaní pro trauma, **V** – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, **SB** – podtrhy dozadu malé rychlosti, **MB** – podtrhy dozadu střední rychlosti, **LB** – podtrhy dozadu velké rychlosti, **SF** – podtrhy dopředu malé rychlosti, **MF** – podtrhy dopředu střední rychlosti, **LF** – podtrhy dopředu velké rychlosti

Pozn.: Tučně jsou zvýrazněny hodnoty na hladině statistické významnosti $p < 0,05$

Tab. 16 Hodnoty hladiny významnosti pro testování H_03 pomocí testu Kruskal-Wallis

Motor Control Test				
Rozložení tělesné hmotnosti				
	Z	T	V	
SB	Z		0,17	1,00
	T	0,17		0,15
	V	1,00	0,15	
MB	Z		0,09	1,00
	T	0,09		0,03
	V	1,00	0,03	
LB	Z		0,05	1,00
	T	0,05		0,15
	V	1,00	0,15	
SF	Z		0,10	1,00
	T	0,10		0,29
	V	1,00	0,29	
MF	Z		0,07	1,00
	T	0,07		0,14
	V	1,00	0,14	
LF	Z		0,02	1,00
	T	0,02		0,05
	V	1,00	0,05	

Legenda: **Z** – kontrolní skupina, **T** – transtibiálně amputovaní pro trauma, **V** – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, **SB** – podtrhy dozadu malé rychlosti, **MB** – podtrhy dozadu střední rychlosti, **LB** – podtrhy dozadu velké rychlosti, **SF** – podtrhy dopředu malé rychlosti, **MF** – podtrhy dopředu střední rychlosti, **LF** – podtrhy dopředu velké rychlosti

Pozn.: Tučně jsou zvýrazněny hodnoty na hladině statistické významnosti $p < 0,05$

Tab. 17 Hodnoty hladiny významnosti pro testování H_05A pomocí Spearmanovy korelace

	Z	T	V
	Věk	Věk	Věk
Procentuální rozložení hmotnosti	0,60	-0,19	0,50

Legenda: **TTA** – transtibiálně amputovaní, **Z** – kontrolní skupina, **T** – transtibiálně amputovaní pro trauma, **V** – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny

Pozn.: Tučně jsou zvýrazněny hodnoty na hladině statistické významnosti $p < 0,05$

Tab. 18 Hodnoty hladiny významnosti pro testování $H_0:5B$ pomocí Spearmanovy korelace

		Z	Experimentální skupina TTA	
			T	V
		Věk	Věk	Věk
Dopředu	RT	0,22	0,35	0,47
	MVL	-0,21	-0,17	-0,05
	EPE	-0,42	-0,61	-0,28
	MXE	-0,28	-0,69	-0,49
	DCL	-0,17	-0,58	-0,07
Na stranu ADK/PDK	RT	0,18	0,11	-0,15
	MVL	-0,29	-0,16	-0,32
	EPE	-0,31	-0,16	-0,10
	MXE	-0,63	-0,37	-0,06
	DCL	0,08	0,46	0,00
Dozadu	RT	0,11	-0,09	-0,26
	MVL	0,25	-0,30	-0,19
	EPE	0,07	-0,35	-0,21
	MXE	-0,25	-0,09	-0,29
	DCL	-0,51	-0,49	-0,52
Na stranu NDK/LDK	RT	0,29	0,02	0,39
	MVL	-0,30	-0,28	-0,38
	EPE	-0,41	-0,29	-0,06
	MXE	-0,11	-0,50	-0,05
	DCL	-0,21	-0,37	-0,03

Legenda: TTA – transtibiálně amputovaní Z – kontrolní skupina, T – transtibiálně amputovaní pro trauma, V – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, ADK – na stranu amputované dolní končetiny, NDK – na stranu neamputované dolní končetiny, RT – Reaction Time, MVL – Movement Velocity, EPE – Endpoint Excursion, MXE – Maximum Excursion, DCL – Directional Control

Pozn.: Tučně jsou zvýrazněny hodnoty na hladině statistické významnosti $p < 0,05$

Tab. 19 Hodnoty hladiny významnosti pro testování H₀5C pomocí Spearmanovy korelace

		Experimentální skupina TTA		
		Z	T	V
		Věk	Věk	Věk
Procentuální rozložení hmotnosti	SB	-0,09	0,25	-0,25
	MB	-0,10	0,18	-0,13
	LB	-0,01	0,20	0,06
	SF	-0,07	0,31	-0,24
	MF	0,00	0,09	-0,29
	LF	0,06	0,08	-0,17
Latence NDK a PDK	SB	0,60	0,59	-0,21
	MB	0,45	-0,01	-0,40
	LB	0,59	0,20	-0,42
	SF	0,18	0,23	0,57
	MF	0,32	0,20	-0,05
	LF	0,24	0,35	0,00
Latence NDK a LDK	SB	0,49	0,59	-0,21
	MB	0,16	-0,01	-0,40
	LB	0,40	0,20	-0,42
	SF	0,04	0,23	0,57
	MF	0,13	0,20	-0,05
	LF	-0,03	0,35	0,00

Legenda: TTA – transtibiálně amputovaní, Z – kontrolní skupina, T – transtibiálně amputovaní pro trauma, V – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, PDK – na stranu pravé dolní končetiny kontrolní skupiny, LDK – na stranu levé dolní končetiny kontrolní skupiny, SB – podtrhy dozadu malé rychlosti, MB – podtrhy dozadu střední rychlosti, LB – podtrhy dozadu velké rychlosti, SF – podtrhy dopředu malé rychlosti, MF – podtrhy dopředu střední rychlosti, LF – podtrhy dopředu velké rychlosti

Pozn.: Tučně jsou zvýrazněny hodnoty na hladině statistické významnosti $p < 0,05$

Tab. 20 Hodnoty hladiny významnosti pro testování H₀6A pomocí Spearmanovy korelace

	T	V
Doba užívání protézy	-0,25	-0,25

Legenda: T – transtibiálně amputovaní pro trauma, V – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny,

Tab. 21 Hodnoty hladiny významnosti pro testování H₀6B pomocí Spearmanovy korelace

		T	V
		doba užívání protézy	doba užívání protézy
Dopředu	RT	0,41	-0,44
	MVL	-0,34	-0,52
	EPE	-0,57	-0,36
	MXE	-0,22	-0,30
	DCL	-0,41	0,31
Na stranu ADK/PDK	RT	0,55	-0,46
	MVL	-0,29	0,40
	EPE	0,25	0,57
	MXE	0,45	0,60
	DCL	0,78	0,29
Dozadu	RT	-0,32	-0,03
	MVL	0,10	0,26
	EPE	0,04	0,34
	MXE	0,02	0,34
	DCL	0,21	0,14
Na stranu NDK/LDK	RT	-0,01	0,51
	MVL	-0,11	0,26
	EPE	0,03	0,03
	MXE	0,19	0,48
	DCL	0,14	0,00

Legenda: **T** – transtibiálně amputovaní pro trauma, **V** – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, **ADK** – na stranu amputované dolní končetiny, **NDK** – na stranu neamputované dolní končetiny, **PDK** – na stranu pravé dolní končetiny, **LDK** – na stranu levé dolní končetiny, **RT** – Reaction Time, **MVL** – Movement Velocity, **EPE** – Endpoint Excursion, **MXE** – Maximum Excursion, **DCL** – Directional Control

Pozn.: Tučně jsou zvýrazněny hodnoty na hladině statistické významnosti $p < 0,05$

Tab. 22 Hodnoty hladiny významnosti pro testování H_0 pomocí Spearmanovy korelace

		T	V
		doba užívání protézy	doba užívání protézy
Procentuální rozložení hmotnosti	SB	-0,25	-0,25
	MB	-0,37	-0,13
	LB	-0,33	0,06
	SF	-0,42	-0,24
	MF	-0,39	-0,29
	LF	-0,52	-0,17
Latence NDK a PDK	SB	-0,01	-0,21
	MB	-0,03	-0,40
	LB	0,42	-0,42
	SF	0,01	0,57
	MF	0,44	-0,05
	LF	0,19	0,00
Latence NDK a LDK	SB	-0,01	-0,21
	MB	-0,03	-0,40
	LB	0,42	-0,42
	SF	0,01	0,57
	MF	0,44	-0,05
	LF	0,19	0,00

Legenda: **T** – transtibiálně amputovaní pro trauma, **V** – transtibiálně amputovaní z vaskulární příčiny, **NDK** – na stranu neamputované dolní končetiny, **PDK** – na stranu pravé dolní končetiny kontrolní skupiny, **LDK** – na stranu levé dolní končetiny kontrolní skupiny, **SB** – podtrhy dozadu malé rychlosti, **MB** – podtrhy dozadu střední rychlosti, **LB** – podtrhy dozadu velké rychlosti, **SF** – podtrhy dopředu malé rychlosti, **MF** – podtrhy dopředu střední rychlosti, **LF** – podtrhy dopředu velké rychlosti

Pozn.: Tučně jsou zvýrazněny hodnoty na hladině statistické významnosti $p < 0,05$

Tab. 23 Hodnoty hladiny významnosti pro testování H_07 (parametr Reaction Time) pomocí Fischerova LSD post-hoc testu

	N				M1				P1				PF				DF			
	Dopředu	ADK/ PDK	Dozadu	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	Dozadu	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	Dozadu	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	Dozadu	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	Dozadu	NDK/ LDK
RT	Dopředu	0,91	0,03	0,87	0,42	0,32	0,31	0,54	0,31	0,76	0,93	1,00	0,47	0,96	0,86	0,90	0,06	0,41	0,30	0,45
	ADK/PDK	0,91		0,96	0,36	0,28	0,36	0,61	0,26	0,84	0,85	0,92	0,41	0,88	0,95	0,99	0,05	0,35	0,35	0,39
	Dozadu	0,03		0,04	0,00	0,00	0,31	0,16	0,00	0,09	0,04	0,04	0,01	0,04	0,06	0,06	0,00	0,00	0,32	0,01
N	Dopředu	0,87	0,04	0,87	0,34	0,26	0,39	0,64	0,24	0,87	0,82	0,89	0,38	0,84	0,98	0,98	0,04	0,33	0,37	0,36
	ADK/PDK	0,36	0,00	0,36	0,84	0,04	0,04	0,12	0,83	0,26	0,47	0,42	0,93	0,45	0,33	0,35	0,27	0,98	0,07	0,96
	Dozadu	0,31	0,03	0,39	0,84	0,03	0,03	0,08	0,97	0,20	0,37	0,32	0,79	0,35	0,25	0,27	0,36	0,88	0,04	0,82
M1	Dopředu	0,54	0,61	0,64	0,12	0,08	0,65	0,65	0,10	0,76	0,49	0,54	0,18	0,51	0,66	0,62	0,01	0,15	0,67	0,17
	ADK/PDK	0,31	0,26	0,24	0,83	0,97	0,04	0,10	0,14	0,30	0,26	0,26	0,77	0,33	0,23	0,25	0,38	0,85	0,04	0,79
	Dozadu	0,76	0,84	0,82	0,26	0,20	0,48	0,76	0,14		0,66	0,74	0,30	0,72	0,89	0,85	0,03	0,25	0,47	0,29
P1	Dopředu	0,93	0,85	0,82	0,47	0,37	0,27	0,49	0,30	0,66		0,92	0,52	0,97	0,80	0,84	0,07	0,45	0,26	0,50
	ADK/PDK	1,00	0,92	0,89	0,42	0,32	0,31	0,54	0,26	0,74	0,92		0,47	0,96	0,87	0,91	0,06	0,40	0,30	0,45
	Dozadu	0,47	0,41	0,38	0,93	0,79	0,08	0,18	0,77	0,30	0,52	0,47		0,45	0,32	0,35	0,24	0,92	0,08	0,97
PF	Dopředu	0,96	0,88	0,84	0,45	0,35	0,29	0,51	0,33	0,72	0,97	0,96	0,45		0,81	0,85	0,06	0,44	0,28	0,48
	ADK/PDK	0,86	0,95	0,06	0,98	0,33	0,40	0,66	0,23	0,89	0,80	0,87	0,32	0,81		0,96	0,04	0,32	0,39	0,35
	Dozadu	0,90	0,99	0,06	0,98	0,35	0,37	0,62	0,25	0,85	0,84	0,91	0,35	0,85	0,96		0,04	0,34	0,36	0,38
DF	Dopředu	0,06	0,05	0,04	0,27	0,36	0,00	0,01	0,38	0,03	0,07	0,06	0,24	0,06	0,04	0,04		0,23	0,00	0,20
	ADK/PDK	0,41	0,35	0,33	0,98	0,88	0,07	0,15	0,85	0,25	0,45	0,40	0,92	0,44	0,32	0,34	0,23		0,04	0,94
	Dozadu	0,30	0,35	0,32	0,07	0,04	0,98	0,67	0,04	0,47	0,26	0,30	0,08	0,28	0,39	0,36	0,00	0,04	0,00	0,05
DF	Dopředu	0,45	0,39	0,36	0,96	0,82	0,08	0,17	0,79	0,29	0,50	0,45	0,97	0,48	0,35	0,38	0,20	0,94	0,05	
	ADK/PDK																			
	Dozadu																			

Legenda: PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina, ADK – na stranu amputované dolní končetiny, NDK – na stranu neamputované dolní končetiny, RT – Reaction Time, N – optimální nastavení protězy, M1 – protěza zkrácená o 1 cm, P1 – protěza prodloužená o 1 cm, PF – protetické chodidlo nastaveno do 5° plantární flexe, DF – protetické chodidlo nastaveno do 5° dorzální flexe

Tab. 24 Hodnoty hladiny významnosti pro testování H_07 (parametr Movement Velocity) pomocí Fischerova LSD post-hoc testu

	N			M1			P1			PF			DF		
	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK
MVL															
Dopředu				0,86	0,05	0,51	0,43	0,36	0,48	0,47	0,32	0,54	0,08	0,32	0,34
ADK/PDK				0,06	0,93	0,17	0,21	0,14	0,01	0,18	0,29	0,15	0,00	0,76	0,00
NDK/LDK				0,13	0,00	0,04	0,03	0,05	0,52	0,04	0,02	0,05	0,70	0,00	0,68
Dozadu				0,19	0,64	0,41	0,49	0,36	0,03	0,44	0,63	0,38	0,00	0,62	0,02
ADK/PDK				0,04	0,28	0,57	0,54	0,69	0,38	0,38	0,41	0,66	0,06	0,42	0,81
NDK/LDK				0,04	0,00	0,13	0,24	0,17	0,01	0,22	0,34	0,18	0,00	0,33	0,04
Dozadu				0,28	0,00	0,10	0,12	0,18	0,96	0,14	0,08	0,17	0,32	0,08	0,49
ADK/PDK				0,57	0,13	0,10	0,89	0,93	0,17	0,95	0,73	0,96	0,02	0,75	0,47
NDK/LDK				0,54	0,24	0,12	0,79	0,79	0,08	0,93	0,84	0,86	0,01	0,85	0,39
Dopředu				0,69	0,17	0,18	0,93	0,13	0,13	0,86	0,67	0,96	0,02	0,68	0,53
ADK/PDK				0,38	0,01	0,96	0,08	0,13	0,09	0,09	0,18	0,30	0,09	0,52	0,00
NDK/LDK				0,58	0,22	0,14	0,93	0,86	0,09	0,78	0,92	0,01	0,79	0,43	0,10
Dozadu				0,41	0,34	0,08	0,84	0,67	0,09	0,78	0,65	0,65	0,00	0,99	0,29
ADK/PDK				0,66	0,18	0,17	0,86	0,96	0,18	0,92	0,65	0,01	0,66	0,50	0,08
NDK/LDK				0,06	0,00	0,32	0,01	0,02	0,30	0,01	0,00	0,01	0,00	0,09	0,43
Dozadu				0,42	0,33	0,08	0,85	0,68	0,09	0,79	0,99	0,66	0,00	0,00	0,43
ADK/PDK				0,81	0,04	0,49	0,39	0,53	0,52	0,43	0,29	0,30	0,09	0,29	0,11
NDK/LDK				0,03	0,69	0,00	0,12	0,07	0,00	0,10	0,18	0,08	0,00	0,17	0,00
Dopředu				0,26	0,00	0,85	0,11	0,08	0,13	0,10	0,05	0,12	0,43	0,05	0,30
ADK/PDK				0,26	0,51	0,04	0,62	0,47	0,05	0,56	0,77	0,50	0,00	0,21	0,01
NDK/LDK				0,19	0,45	0,01	0,85	0,26	0,26	0,26	0,11	0,21	0,01		

Legenda: PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina, ADK – na stranu amputované dolní končetiny, NDK – na stranu neamputované dolní končetiny, MVL – Movement Velocity, N – optimální nastavení protézy, M1 – protéza zkrácená o 1 cm, P1 – protéza prodloužená o 1 cm, PF – protetické chodidlo nastaveno do 5° plantární flexe, DF – protetické chodidlo nastaveno do 5° dorzální flexe

Tab. 25 Hodnoty hladiny významnosti pro testování H_07 (parametr Directional Control) pomocí Fischerova LSD post-hoc testu

DCL	N			MI			P1			PF			DF		
	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK
N	Dopředu	0,90	0,97	0,36	0,70	0,00	0,32	0,37	0,00	0,41	0,47	0,00	0,25	0,39	0,01
	ADK/PDK	0,90	0,92	0,42	0,79	0,00	0,38	0,43	0,00	0,47	0,54	0,00	0,30	0,45	0,01
	Dozadu	0,00	0,00	0,00	0,08	0,00	0,41	0,00	0,00	0,00	0,00	0,53	0,00	0,00	0,02
MI	Dopředu	0,36	0,42	0,00	0,72	0,00	0,34	0,38	0,00	0,42	0,49	0,00	0,27	0,41	0,01
	ADK/PDK	0,70	0,79	0,53	0,53	0,00	0,69	0,94	0,99	0,93	0,84	0,00	0,82	0,87	0,95
	Dozadu	0,00	0,08	0,00	0,00	0,00	0,34	0,00	0,00	0,00	0,00	0,25	0,00	0,00	0,59
P1	Dopředu	0,32	0,38	0,69	0,82	0,00	0,68	0,75	0,00	0,80	0,89	0,00	0,57	0,61	0,00
	ADK/PDK	0,37	0,43	0,94	0,54	0,00	0,68	0,92	0,00	0,88	0,79	0,00	0,88	0,92	0,90
	Dozadu	0,00	0,41	0,00	0,60	0,00	0,75	0,92	0,00	0,94	0,85	0,00	0,81	0,85	0,97
PF	Dopředu	0,14	0,17	0,56	0,27	0,00	0,36	0,55	0,49	0,51	0,44	0,00	0,72	0,68	0,00
	ADK/PDK	0,41	0,47	0,93	0,65	0,00	0,80	0,88	0,94	0,90	0,90	0,00	0,72	0,80	0,89
	Dozadu	0,00	0,53	0,00	0,73	0,00	0,89	0,79	0,85	0,90	0,00	0,00	0,62	0,71	0,89
DF	Dopředu	0,28	0,33	0,87	0,48	0,00	0,61	0,92	0,85	0,80	0,71	0,00	0,95	0,78	0,00
	ADK/PDK	0,39	0,45	0,95	0,63	0,00	0,78	0,90	0,97	0,98	0,89	0,00	0,78	0,79	0,90
	Dozadu	0,01	0,01	0,00	0,59	0,00	0,14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,09	0,00	0,00	0,00
	NDK/LDK	0,33	0,39	0,95	0,55	0,00	0,69	0,99	0,94	0,89	0,80	0,00	0,87	0,90	0,00

Legenda: PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina, ADK – na stranu amputované dolní končetiny, NDK – na stranu neamputované dolní končetiny, DCL – Directional Control, N – optimální nastavení protězy, MI – protěza zkrácená o 1 cm, P1 – protěza prodloužená o 1 cm, PF – protetické chodidlo nastaveno do 5° plantární flexe, DF – protetické chodidlo nastaveno do 5° dorzální flexe

Tab. 26 Hodnoty hladiny významnosti pro testování H_07 (parametr Endpoint Excursion) pomocí Fischerova LSD post-hoc testu

EPE	N			M1			P1			PF			DF		
	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK
Dopředu		0,69	0,14	0,36	0,33	0,08	0,48	0,46	0,18	0,15	0,83	0,02	0,36	0,73	0,01
ADK/PDK	0,69		0,06	0,21	0,19	0,11	0,30	0,29	0,09	0,08	0,59	0,04	0,22	0,99	0,00
Dorzah	0,01	0,02		0,00	0,00	0,72	0,00	0,00	0,75	0,00	0,01	0,94	0,00	0,05	0,79
NDK/LDK	0,14	0,06		0,78	0,82	0,58	0,62	0,63	0,88	0,82	0,32	0,00	0,46	0,12	0,00
Dopředu	0,36	0,21	0,78		0,95	0,30	0,83	0,85	0,66	0,61	0,48	0,00	0,31	0,21	0,00
ADK/PDK	0,33	0,19	0,82	0,95		0,33	0,79	0,81	0,70	0,64	0,45	0,00	0,34	0,19	0,00
Dorzah	0,05	0,11	0,72	0,00	0,00	0,00	0,01	0,01	0,97	0,00	0,03	0,66	0,00	0,11	0,94
NDK/LDK	0,08	0,04	0,00	0,30	0,33	0,00	0,29	0,30	0,68	0,74	0,12	0,00	0,86	0,04	0,32
Dopředu	0,48	0,30	0,62	0,83	0,79	0,29		0,97	0,42	0,46	0,62	0,00	0,22	0,84	0,01
ADK/PDK	0,46	0,29	0,63	0,85	0,81	0,30	0,97		0,44	0,48	0,61	0,00	0,23	0,86	0,01
Dorzah	0,05	0,10	0,75	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,03	0,69	0,00	0,10	0,97
NDK/LDK	0,18	0,09	0,00	0,66	0,70	0,68	0,42	0,44		0,94	0,25	0,00	0,56	0,09	0,16
Dopředu	0,15	0,08	0,82	0,61	0,64	0,74	0,46	0,48	0,94		0,13	0,00	0,54	0,08	0,19
ADK/PDK	0,83	0,59	0,32	0,48	0,45	0,12	0,62	0,61	0,03	0,25		0,00	0,03	0,49	0,01
Dorzah	0,02	0,04	0,94	0,00	0,00	0,66	0,00	0,00	0,69	0,00	0,00		0,00	0,58	0,03
NDK/LDK	0,05	0,02	0,00	0,31	0,34	0,86	0,22	0,23	0,00	0,56	0,03	0,00		0,04	0,72
Dopředu	0,36	0,22	0,76	0,99	0,95	0,39	0,84	0,86	0,65	0,60	0,49	0,00	0,30	0,02	0,42
ADK/PDK	0,73	0,99	0,12	0,21	0,19	0,11	0,30	0,28	0,10	0,09	0,58	0,04	0,13	0,00	0,02
Dorzah	0,05	0,09	0,79	0,00	0,00	0,94	0,01	0,01	0,97	0,00	0,03	0,72	0,00	0,04	0,00
NDK/LDK	0,01	0,00	0,12	0,07	0,08	0,32	0,04	0,04	0,00	0,16	0,01	0,00	0,02	0,00	0,00

Legenda: PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina, ADK – na stranu amputované dolní končetiny, NDK – na stranu neamputované dolní končetiny, EPE – Endpoint Excursion, N – optimální nastavení protězy, M1 – protěza zkrácená o 1 cm, P1 – protěza prodloužená o 1 cm, PF – protetické chodidlo nastaveno do 5° plantární flexe, DF – protetické chodidlo nastaveno do 5° dorzální flexe

Tab. 26 Hodnoty hladiny významnosti pro testování H_07 (parametr Maximum Excursion) pomocí Fischerova LSD post-hoc testu

	N			M1			P1			PF			DF		
	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK	Dopředu	ADK/ PDK	NDK/ LDK
N	MXE	0,61	0,00	0,62	0,58	0,32	0,75	0,71	0,48	0,49	0,60	0,29	0,89	0,43	0,27
	Dopředu														
	ADK/PDK	0,61	0,00	0,32	0,28	0,86	0,01	0,48	0,99	0,27	0,89	0,00	0,15	0,80	0,00
M1	MXE	0,62	0,00	0,32	0,00	0,75	0,00	0,00	0,67	0,00	0,00	0,70	0,00	0,01	0,96
	Dopředu														
	ADK/PDK	0,62	0,00	0,32	0,75	0,35	0,00	0,53	0,96	0,73	0,37	0,00	0,30	0,25	0,00
P1	MXE	0,28	0,00	0,75	0,10	0,00	0,88	0,71	0,29	1,00	0,22	0,00	0,72	0,40	0,14
	Dopředu														
	ADK/PDK	0,28	0,00	0,75	0,10	0,00	0,88	0,71	0,29	1,00	0,22	0,00	0,72	0,40	0,14
PF	MXE	0,58	0,01	0,35	0,00	0,00	0,00	0,01	0,91	0,00	0,01	0,48	0,00	0,02	0,71
	Dopředu														
	ADK/PDK	0,58	0,01	0,35	0,00	0,00	0,00	0,01	0,91	0,00	0,01	0,48	0,00	0,02	0,71
DF	MXE	0,32	0,17	0,53	0,68	0,04	0,00	0,17	0,36	0,50	0,13	0,00	0,96	0,07	0,91
	Dopředu														
	ADK/PDK	0,32	0,17	0,53	0,68	0,04	0,00	0,17	0,36	0,50	0,13	0,00	0,96	0,07	0,91
N	MXE	0,71	0,99	0,46	0,29	0,85	0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,41	0,00	0,03	0,00
	Dopředu														
	ADK/PDK	0,71	0,99	0,46	0,29	0,85	0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,41	0,00	0,03	0,00
M1	MXE	0,48	0,27	0,73	0,99	0,21	0,00	0,15	0,00	0,99	0,22	0,00	0,73	0,40	0,69
	Dopředu														
	ADK/PDK	0,48	0,27	0,73	0,99	0,21	0,00	0,15	0,00	0,99	0,22	0,00	0,73	0,40	0,69
PF	MXE	0,49	0,28	0,75	1,00	0,21	0,00	0,29	0,00	0,99	0,11	0,00	0,64	0,14	0,68
	Dopředu														
	ADK/PDK	0,49	0,28	0,75	1,00	0,21	0,00	0,29	0,00	0,99	0,11	0,00	0,64	0,14	0,68
DF	MXE	0,60	0,89	0,37	0,22	0,98	0,01	0,88	0,01	0,22	0,11	0,00	0,04	0,70	0,10
	Dopředu														
	ADK/PDK	0,60	0,89	0,37	0,22	0,98	0,01	0,88	0,01	0,22	0,11	0,00	0,04	0,70	0,10
N	MXE	0,29	0,15	0,30	0,72	0,11	0,00	0,16	0,00	0,64	0,04	0,00	0,00	0,00	0,73
	Dopředu														
	ADK/PDK	0,29	0,15	0,30	0,72	0,11	0,00	0,16	0,00	0,64	0,04	0,00	0,00	0,00	0,73
PF	MXE	0,89	0,80	0,61	0,40	0,88	0,00	0,82	0,00	0,40	0,70	0,00	0,39	0,00	0,10
	Dopředu														
	ADK/PDK	0,89	0,80	0,61	0,40	0,88	0,00	0,82	0,00	0,40	0,70	0,00	0,39	0,00	0,10
DF	MXE	0,43	0,69	0,25	0,14	0,82	0,02	0,68	0,03	0,13	0,14	0,79	0,00	0,00	0,00
	Dopředu														
	ADK/PDK	0,43	0,69	0,25	0,14	0,82	0,02	0,68	0,03	0,13	0,14	0,79	0,00	0,00	0,00
N	MXE	0,00	0,00	0,96	0,00	0,00	0,71	0,00	0,63	0,00	0,00	0,73	0,00	0,01	0,00
	Dopředu														
	ADK/PDK	0,00	0,00	0,96	0,00	0,00	0,71	0,00	0,63	0,00	0,00	0,73	0,00	0,01	0,00
M1	MXE	0,27	0,13	0,46	0,68	0,10	0,00	0,14	0,00	0,43	0,14	0,00	0,95	0,10	0,00
	Dopředu														
	ADK/PDK	0,27	0,13	0,46	0,68	0,10	0,00	0,14	0,00	0,43	0,14	0,00	0,95	0,10	0,00

Legenda: PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina, ADK – na stranu amputované dolní končetiny, NDK – na stranu neamputované dolní končetiny, MXE – Maximum Excursion, N – optimální nastavení protézy, M1 – protéza zkrácená o 1 cm, P1 – protéza prodloužená o 1 cm, PF – protetické chodidlo nastaveno do 5° plantární flexe, DF – protetické chodidlo nastaveno do 5° dorzální flexe

13.2 Obrázkové přílohy

Vybrané názorné praktické příklady možností automatizace posturální kontroly v rámci terapie.

Obr. 8 Adaptace amputované dolní končetiny na zátěž v rámci komplexního posturálního tréninku funkčních aktivit



Obr. 9 Volní přenášení tělesné hmotnosti na stranu amputované dolní končetiny na základě vizuální zpětné vazby (trénink na posturografu NeuroCom®)

