

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Markéta Špačková

Vstávání ze sedu u pacientů po amputaci na dolní končetině

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Věra Jančíková

Olomouc 2013

Anotace

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Název práce v ČJ: Vstávání ze sedu u pacientů po amputaci na dolní končetině.

Název práce v AJ: Standing up from a sitting position in patients after amputation of the lower limb.

Datum zadání: 2012-01-31

Datum odevzdání: 2013-05-17

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Špačková Markéta

Vedoucí práce: Mgr. Věra Jančíková

Oponent práce: Mgr. Jana Kolmanová

Abstrakt v ČJ: Diplomová práce se zabývá vlivem výšky sedací plochy na posturální a svalovou aktivitu během vstávání ze sedu do stoje u pacientů po transtibiální amputaci dolní končetiny. Vstávání ze sedu patří mezi jednu z nejčastěji prováděných aktivit každodenního života a může být náročnější než jiné běžně prováděné činnosti, jakými jsou chůze nebo chůze po schodech. U transtibiálně amputovaných jedinců dochází vlivem ztráty distálních svalů, omezením rozsahů pohybu a nedostatkem aferentních informací z proprioreceptorů a kožních receptorů plosky ke změnám při provádění pohybu. V teoretické části jsou shrnuty poznatky k amputacím, protetice, posturální stabilitě a vstávání ze sedu do stoje. V praktické části jsou shrnuty informace ze získaných posturografických a elektromyografických výsledků u 7 probandů po transtibiální amputaci.

Abstrakt v AJ: This thesis examines the influence of seat height on postural and muscular activity while moving from sitting to standing position in patients after transtibial amputation of lower limbs. Standing up from a sitting position is among one of the most common activities of daily living and may be more demanding than other commonly performed activities such as walking or climbing stairs. For transtibial

amputee subjects occurs due to loss of distal muscles, limited range of motion and lack of afferent information from proprioception and plantar cutaneous receptors to changes in the implementation of motion. In the theoretical section summarizes the findings amputations, prosthetics, postural stability and moving from sitting to standing. In the practical part, there are summarizes the information obtained from posturographic and electromyographic results in 7 probands after transtibial amputation.

Klíčová slova v ČJ: vstávání ze sedu, amputace, amputace transtibiální, amputace dolních končetin, výška židle, posturální stabilita

Klíčová slova v AJ: standing up from a sitting position, amputation, transtibial amputation, lower limb amputations, high chair, postural stability

Rozsah: 108 s., 2 příl.

Místo zpracování: Olomouc

Místo uložení: Ústav fyzioterapie, FZV UP – sekretariát/děkanát

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Věry Jančíkové a uvedla jsem všechny literární a elektronické zdroje.

V Olomouci dne 17. května 2013

.....

Markéta Špačková

Poděkování

Tímto bych chtěla poděkovat vedoucí mé práce Mgr. Věře Jančíkové za cenné a odborné rady, pomoc a věnovaný čas při realizaci mé práce, Mgr. Petru Novákovi za pomoc při statistickém zpracování dat, p. Martinu Vitáskovi za zprostředkování kontaktů na pacienty a v neposlední řadě všem probandům, kteří se měření zúčastnili.

Obsah

| | |
|---|----|
| ÚVOD..... | 9 |
| 1 TEORETICKÉ POZNATKY | 11 |
| 1.1 Amputace..... | 11 |
| 1.1.1 Indikace amputace | 11 |
| 1.1.2 Rozdělení amputací..... | 11 |
| 1.1.3 Operační řešení u TTA..... | 13 |
| 1.1.4 Nevyhovující úrovně volených míst při TTA | 14 |
| 1.2 Protetika..... | 15 |
| 1.2.1 Základní části transtibiální protézy | 16 |
| 1.2.2 Transtibiální protézy | 17 |
| 1.3 Posturální stabilita | 18 |
| 1.3.1 Posturální stabilita u pacientů s amputací DK | 19 |
| 1.3.2 Posturální stabilita při vstávání ze sedu do stoje | 21 |
| 1.4 Vstávání ze sedu do stoje..... | 22 |
| 1.4.1 Důležitost hodnocení aktivity vstávání ze sedu | 22 |
| 1.4.2 Frekvence vstávání ze sedu..... | 23 |
| 1.4.3 Fáze pohybu v průběhu vstávání ze sedu do stoje | 23 |
| 1.4.4 Časové parametry..... | 25 |
| 1.4.5 Faktory ovlivňující vstávání ze sedu..... | 26 |
| 1.4.6 Východiska pro praxi | 27 |
| 1.4.7 Parametry vstávání ze sedu do stoje | 27 |
| 1.4.8 Svalová aktivita při vstávání ze sedu do stoje u zdravých jedinců | 28 |
| 1.4.9 Vstávání ze sedu do stoje u jedinců s narušenou DK | 29 |
| 1.5 Vstávání ze sedu u jedinců s amputací DK | 30 |
| 1.5.1 Transfemorálně amputovaní (TFA) | 30 |

| | | |
|-------|---|----|
| 1.5.2 | Transtibiálně amputovaní (TTA) | 30 |
| 2 | CÍLE A HYPOTÉZY | 36 |
| 2.1 | Cíle práce | 36 |
| 2.2 | Vědecké otázky a hypotézy | 36 |
| 2.2.1 | Vědecká otázka č. 1 | 36 |
| 2.2.2 | Vědecká otázka č. 2 | 37 |
| 3 | METODIKA | 38 |
| 3.1 | Charakteristika vyšetřovaného souboru | 38 |
| 3.2 | Příprava na měření | 39 |
| 3.3 | Průběh měření | 40 |
| 3.3.1 | EMG – technické vybavení | 40 |
| 3.3.2 | Posturograf – technické vybavení | 40 |
| 3.3.3 | Vlastní měření | 42 |
| 3.4 | Zpracování a vyhodnocení naměřených dat | 44 |
| 3.4.1 | Úprava EMG signálu | 44 |
| 3.4.2 | Vyhodnocení EMG signálu | 44 |
| 3.4.3 | Vyhodnocení posturografických výsledků | 44 |
| 3.5 | Statistické zpracování naměřených dat | 45 |
| 4 | VÝSLEDKY | 46 |
| 4.1 | Výsledky k vědecké otázce č. 1 | 46 |
| 4.1.1 | Výsledky k hypotéze H ₀₁ | 46 |
| 4.1.2 | Výsledky | 49 |
| 4.1.3 | Výsledky k hypotéze H ₀₃ | 51 |
| 4.1.4 | Výsledky k hypotéze H ₀₄ | 53 |
| 4.1.5 | Výsledky k hypotéze H ₀₅ | 56 |
| 4.2 | Výsledky k vědecké otázce č. 2 | 59 |
| 4.2.1 | Výsledky k hypotéze H ₀₆ | 60 |
| 4.2.2 | Výsledky k hypotéze H ₀₇ | 61 |

| | | |
|-------|---|-----|
| 4.2.3 | Výsledky k hypotéze H ₀₈ | 62 |
| 4.2.4 | Výsledky k hypotéze H ₀₉ | 63 |
| 5 | DISKUZE | 64 |
| 5.1 | Diskuze k 1. vědecké otázce | 66 |
| 5.1.1 | Diskuze k hypotéze H ₀₁ | 72 |
| 5.1.2 | Diskuze k hypotéze H ₀₂ | 73 |
| 5.1.3 | Diskuze k hypotéze H ₀₃ | 73 |
| 5.1.4 | Diskuze k hypotéze H ₀₄ | 74 |
| 5.1.5 | Diskuze k hypotéze H ₀₅ | 75 |
| 5.2 | Diskuze k 2. vědecké otázce | 76 |
| 5.2.1 | Diskuze k hypotéze H ₀₆ | 77 |
| 5.2.2 | Diskuze k hypotéze H ₀₇ | 80 |
| 5.2.3 | Diskuze k hypotéze H ₀₈ | 81 |
| 5.2.4 | Diskuze k hypotéze H ₀₉ | 83 |
| 5.3 | Východiska pro praxi..... | 86 |
| 5.4 | Limity práce..... | 87 |
| | ZÁVĚR | 89 |
| | REFERENČNÍ SEZNAM | 90 |
| | SEZNAM ZKRATEK | 100 |
| | SEZNAM OBRÁZKŮ | 102 |
| | SEZNAM TABULEK | 103 |
| | SEZNAM GRAFŮ | 105 |
| | SEZNAM PŘÍLOH..... | 106 |
| | PŘÍLOHY | 107 |

ÚVOD

Amputace dolní končetiny ovlivní jedince nejen po fyzické, ale i po psychické stránce. K amputacím dolních končetin nejčastěji dochází vlivem traumatu, z vaskulárních příčin, při komplikacích diabetes melitus, nebo z důvodu nádorového onemocnění. I přes možnosti dnešní protetiky nelze úplně nahradit funkci zdravé dolní končetiny.

U amputovaných jedinců dochází ke změnám v posturální stabilitě, která je předpokladem pro vykonávání běžných denních činností, mezi které patří i vstávání ze sedu do stoje. Transtibiálně amputovaní jedinci mají náročnější podmínky pro udržení posturální aktivity. Je to způsobeno ztrátou distální částí dolní končetiny, při které jsou odstraněny kosti, svaly, klouby, dochází ke ztrátě propiocepce, změnám aferentních a eferentních informací, omezení pohybu.

Vstávání ze sedu je jednou z nejdůležitějších a nejčastěji prováděných aktivit v průběhu každého dne. Je mnohem náročnější než běžná chůze nebo chůze po schodech. V mládí s tímto pohybem nemá zdravý jedinec žádný problém a ani si neuvědomí kolikrát tento pohyb během dne provede. S přibývajícím věkem nebo fyzickou poruchou dochází k narušení a obtížnějšímu provádění tohoto pohybu. Stejně tak je tomu u pacientů po transtibiální amputaci, kteří většinou zatěžují více zdravou, neamputovanou dolní končetinu než amputovanou končetinu. Může se u nich prodloužit čas potřebný pro provedení pohybu.

Pomocí elektromyografického a posturografického vyšetření jsme se snažili zjistit, jaký má vliv změna výšky sedací plochy na svalovou a posturální aktivitu u jedinců po transtibiální amputaci při vstávání ze sedu do stoje. Experimentální vzorek zahrnoval sedm probandů s transtibiální amputací.

Cílem teoretické části bylo shrnout poznatky k danému tématu. Teorie zahrnuje obecné informace o amputacích, o operačních přístupech, o posturální stabilitě u zdravých i amputovaných jedinců a velká část je věnována vstávání ze sedu do stoje. V experimentální části se měřila svalová aktivita na vybraných svalech dolních končetin a trupu. Chtěli jsme porovnat jak se mění svalová aktivita mezi amputovanou a neamputovanou dolní končetinou v závislosti na výšce sedací plochy a v průběhu

fází pohybu. Při posturografickém měření se hodnotili čtyři parametry vstávání ze sedu v závislosti na výšce sedací plochy. Námi naměřené hodnoty se následně zpracovaly, vyhodnotily a odiskutovaly v poslední části, kterou je diskuze.

K vyhledávání jednotlivých studií a článků jsem využívala především tyto databáze: PubMed, MEDLINE, EBSCO, Google Scholar. Zadávaná klíčová slova byla například: sit-to-stand, standing up, amputation lower limb, amputation lower extremity, transtibial amputation, high chair. Podle klíčových slov jsem vyhledávala studie a články v časovém období od února 2012 do dubna 2013. Ve své práci jsem použila 48 zdrojů, z toho byly dvě knihy (jedna v českém jazyce, druhá v anglickém jazyce), ostatní byly články (pět v českém jazyce, zbytek v anglickém jazyce). Kromě dvou článků, u kterých jsem našla pouze abstrakt, byly všechny články v plné verzi buď tištěné, nebo elektronické. Navíc jsem ještě využila jeden internetový zdroj (Oficiální stránky NeuroComu).

1 TEORETICKÉ POZNATKY

1.1 Amputace

Amputace jsou jedním z nejstarších prováděných výkonů. Nejvíce jich bylo provedeno během válek (1. světová válka – 100 000 amputací) (Kubeš, 2005, s. 165).

Jde o chirurgické oddělení celé končetiny nebo její části s přerušením kontinuity kosti. Pokud dojde k odstranění v kloubu, jedná se o exartikulaci (Pejšková & Mareček, 2010, s. 216).

I přes obrovský pokrok v medicíně a především v protetice, zůstává amputace dolní končetiny (dále jen DK) velkou fyzickou i psychickou zátěží pro pacienta (Kozáková et al., 2009, p. 52, Vrablicová et al., 2008, s. 105).

1.1.1 Indikace amputace

Amputace dolních končetin (dále jen DKK) je stále velkým problémem. Důvodem amputace mohou být cévní onemocnění končetin, těžká traumata končetin, diabetické komplikace, infekce, tumory, nekrózy způsobené fyzikálními vlivy, vývojové patologie, afunkce bránící ve zlepšení funkce, stav kožního krytu, defekt měkkých tkání (Nielsen, 1990 in Laing, Lee, Goh, 2011, p. 252; Taylor & Poka, 2011, p. 1; Kubeš, 2005, s. 167).

Na rozdíl od pacientů po amputaci z důvodu vaskulární příčiny, jsou jedinci po traumatické amputaci často mladí a mají dobrý zdravotní stav. Ten jim umožňuje optimální protetické vybavení a tím i chůzi bez omezení (Isakov et al., 2001, p. 196).

Poranění končetin představuje neustálé a závažné problémy. Zranění DKK jsou častější než zranění horních končetin (dále jen HKK) (Fodor et al., 2012, p. 51).

1.1.2 Rozdělení amputací

Amputace můžeme rozdělit podle více kritérií. Jedním z nich je výška amputace. Poměr případů s transfemorální amputací (dále jen TFA) a transtibiální amputací (dále jen TTA) se mění. Při rozhodování o výši amputace je důležité si uvědomit několik

věcí. V případě TTA je vyšší riziko reamputace, horší prognóza hojení ran a možnost prodloužené hospitalizace. Oproti tomu má TTA signifikantně nižší předoperační úmrtnost v porovnání s TFA (Bowker, 2004 in Kozáková et al., 2009, p. 52). Dalšími výhodami TTA jsou lepší perspektiva rehabilitace, vyšší procento pacientů vybavených protézou, nižší náklady na protézy a nezávislý způsob života s téměř neomezeným pohybem (Kozáková et al., 2009, p. 52).

Dále můžeme amputace rozdělit podle doby, kdy k nim dochází, na primární, sekundární a terciární. Primární amputace musí být provedena v co nejkratším čase od vzniku traumatu nebo projevu nemoci. Sekundární amputace se provádí, když jsou vyčerpány všechny dostupné možnosti terapie. Terciární (pozdní) amputace je prováděna za účelem zlepšit funkci končetiny nebo z kosmetických důvodů (Pejšková & Mareček, 2010, p. 216).

Další rozdělení amputací může být podle typu prováděné operace na amputace gilotinové a lalokové.

Gilotinové amputace jsou vždy prováděny jako otevřené, někdy se tak i nazývají. U gilotinové amputace se cirkulárně přeruší kůže, provede se její retrakce a v této úrovni se přeruší svaly. Proveďte se podvaz cév a ošetření nervů. Po retrakci svalů se v nejproximálnější linii přeruší skelet, následuje konečná úprava pahýlu pro dobré oprotézování. Jako konečná úprava pahýlu se provádí tyto výkony:

- 1) Reamputace – proximálněji stejnou technikou jako při zavřené lalokové amputaci.

- 2) Revize (konverze) pahýlu – odstraní se granulační a jizevnatá tkáň, zkrátí se kost, zmodelují se laloky měkké tkáně, tímto se gilotinová amputace mění na lalokovou v původní lokalitě.

- 3) Plastická úprava – modelace pouze měkké tkáně.

Lalokové amputace mohou být buď otevřené nebo zavřené. U otevřené amputace není rána primárně uzavřena, proto je nutné provedení ještě nejméně jedné operace (sekundární futura, reamputace, revize, plastické výkony) k vytvoření kvalitního pahýlu. Otevřené lalokové amputace se provádí u infektu, těžkého zhmoždění a kontaminace měkkých tkání. U zavřené lalokové amputace je důležité provedení

tenodézy přerušených svalů, aby došlo ke zlepšení funkce i tvaru pahýlu (Kubeš, 2005, ss. 165-166).

1.1.3 Operační řešení u TTA

Při amputaci DK v důsledku traumatu, nádoru, nebo nemoci, nesmí být příliš přeceňováno zachování KOK. Zachování KOK je prostředkem zachování téměř normálního životního stylu s minimálním fyzickým omezením. U starších pacientů po amputaci může záchrana kolene znamenat rozdíl mezi tím, zda bude jedinec schopen chůze, nebo bude upoután na invalidní vozík. Provedené studie, které porovnávaly energetické požadavky TTA k TFA při chůzi po amputaci, opakovaně ukázaly výrazně vyšší nároky u TFA (Uustal & Edgaro, 2004, p. 432).

Schopnost provedení TTA, na rozdíl od vyšší úrovně amputací, bude určena životaschopností tkání v případě poranění, nebo zásadami nádorové operace při práci s nádorem. Ve většině případů u pacientů s vaskulární příčinou amputace je TTA nejlepší volbou. U TTA je nižší úmrtnost, než u TFA. TTA mají vyšší míru hojení, lepší životaschopnost tkání, lepší zatížení povrchu a snížený energetický výdej (Uustal & Edgaro, 2004, p. 432).

Pokud jsou k dispozici životaschopná kůže a svaly pro distální pokrytí, je při provádění TTA velmi důležité zachování délky. Čím delší je podkolenní pahýl, tím větší bude jeho pákový mechanismus, síla a kvalita propriocepce, tím lépe bude amputovaný jedinec chodit. Nároky na energii při chůzi budou nižší za předpokladu delšího amputačního pahýlu. Velmi krátký podkolenní pahýl je však daleko lepší, než disartikulace KOK. Uspokojivého propojení s podkolenní protézou může být dosaženo na vyšší úrovni, než je tuberositas tibiae. Disartikulace KOK by měla být první volbou v případě, že je těžká flekční kontraktura (větší než 50°) a končetina je ischemická. Jako disartikulace KOK s ohybatelnou kolenní protézou mohou být vybaveny i velmi krátké TTA (Uustal & Edgaro, 2004, p. 432).

U TTA je nutné provést resekci fibuly vždy proximálněji než resekci tibie a v místě resekce srazit přední hranu tibie. Takto provedená resekce umožní správné zformování pahýlu a působí preventivně proti vzniku kožních otlaků o kostní prominence. Někdy se doporučuje spojení fibuly a tibie kostním můstkem nebo

periostálním rukávem, aby se zabránilo vzájemnému pohybu těchto kostí. Svaly zde nemají velký vliv na funkci, slouží spíše k výplni prostoru mezi kostmi (Kubeš, 2005, s. 175).

Nejlepší cévní zásobení je v dorsální a mediální části lýtka, proto se u amputací z ischemické příčiny využívá nejčastěji dorsálního kožního laloku. Mohou se použít i stejně velké mediální a laterální laloky. U neischemické příčiny se nejčastěji používá ventrální a dorsální lalok kůže (Kubeš, 2005, s. 175).

Ideální tvar pro transtibiální pahýl je válcovitý, zatímco ideální transfemorální pahýl má být kuželovitého tvaru (Uustal & Edgare, 2004, p. 434). Pahýl může měnit svůj tvar změnou svalového napětí, tělesné hmotnosti, otokem (Vrablicová et al., 2008, s. 109).

1.1.4 Nevyhovující úrovně volených míst při TTA

1) Distální dvě pětiny tibie (pod m. gastrocnemius a m. soleus)

Přidaná délka ramene páky v této úrovni převažuje v důležitosti nad problémy dobrého stavu kůže a měkkých tkání, protože tibie a fibula jsou obě subkutánně. U amputací v této úrovni je tradiční podkolenní protéza obtížně zhotovitelná z kosmetického pohledu pro svůj tvar a obrys. Modulární končetiny by se neměly vyhýbat tomuto kosmetickému problému (Uustal & Edgare, 2004, p. 430).

2) Velmi krátká podkolenní amputace proximálně od tuberositas tibiae:

Dochází ke ztrátě svalové síly kolenních extenzorů a KOK ztrácí svůj význam. Přidaná délka způsobuje obtíže v protetickém spojení ve srovnání s disartikulací v KOK. Často se vyskytují flekční kontraktury KOK. Je-li přítomná aktivní extenze KOK a jedinec může flektovat KOK do 45° a více, pahýl může být pohodlně spojen s účinnou protézou. Pokud se provádí operace, nesmí být provedena v úrovni menší než 3 cm pod tuberositas tibiae. Nad touto hranicí to bude pro většinu pacientů lepší, než při provedení disartikulace v KOK (Uustal & Edgare, 2004, p. 430).

1.2 Protetika

Proteticky nelze úplně nahradit funkci zdravé DK, ale u jedinců, kteří měli před amputací zhoršenou funkci DK, může díky protetickému vybavení dojít i ke zlepšení funkce DK (Vrablicová et al., 2008, s. 105).

Časné vybavení protézou (s ohledem na úroveň amputace, zdravotní stav, finanční nároky, atd.) je u osob s amputací rozhodujícím faktorem pro opětovnou reintegraci do každodenního života (Kozáková et al., 2009, p. 51).

Mezi faktory, které ovlivňují výběr protézy patří: kvalita operačního výkonu (tvar a délka pahýlu), znalosti protetického technika a možnosti nabízené zdravotními pojišťovnami (Vrablicová et al., 2008, s. 105).

Jedním z důležitých prvků pro rehabilitaci po amputaci je technické vybavení pacienta protézou, které je potřebné pro návrat jedince k fyzickým aktivitám. Protéza nebo umělá končetina představuje systém, který si klade za cíl nahradit ztrátu končetiny s kosmetickou a funkční potřebností pro amputovaného jedince (Nielsen, 1990 in Laing, Lee, Goh, 2011, p. 252). Špatná stavba protézy se může projevit diskomfortem, nestabilitou v kloubech, přetěžováním neporušené DK, asymetrií při chůzi, zvýšením energetické náročnosti při pohybu (Kozáková, Janura, Rosický, 2009, s. 107).

Ve studii, kterou prováděla Nielsen, zjistila, že pro jedince s amputací je nejdůležitější u protézy funkce a komfort. 52% jedinců s amputací, kteří se zúčastnili její studie, uváděli jako nejdůležitější vlastnost protézy komfort, 38% uvádělo jako nejdůležitější funkci protézy. 67% jedinců uvedlo, že nosí protézu po dobu 9 a více hodin během dne a 57% jedinců uvedlo, že trpí středně silnými až silnými bolestmi po většinu času, kdy protézu nosí (Nielsen, 1991, p. 126).

Protézy můžeme rozdělit na dočasné a definitivní. Dočasné, nebo-li přípravné protézy, jsou obvykle zhotoveny před definitivní protézou. Ta je následně upravena i po kosmetické stránce (Ustul & Edgare, 2004, pp. 428-429):

1) Dočasné protézy

Dočasné protézy poskytují protetické vybavení předtím, než dojde ke stabilizaci objemu pahýlu. Zároveň napomáhají při zmenšování a tvarování pahýlu. Dočasná protéza umožňuje časný trénink (chůze a funkční trénink) a umožňuje přizpůsobení protézy podle vývoje chůze po amputaci. Může být použita jako zkušební protéza, pokud je přítomná nejistota z potenciálního úspěchu pacienta s používáním protézy. Obvykle se používá po dobu 3-6 měsíců od operačního zákroku (do doby než se dosáhne maximálního zmenšení pahýlu) (Uustal & Edgardo, 2004, pp. 428-429).

2) Definitivní protézy

Když je proces tvarování a zmenšování pahýlu ukončen a objem pahýlu se ustálí, je vyrobena definitivní nebo trvalá protéza. Definitivní protéza se obvykle vyměňuje přibližně jednou za 3-5 let (Uustal & Edgardo, 2004, pp. 428-429).

1.2.1 Základní části transtibiální protézy

Mezi základní části transtibiální protézy patří pahýlové lůžko, spojovací adaptéry a díly, protetické chodidlo (Kozáková, Janura, Rosický, 2009, s. 106).

1) Pahýlové lůžko

Pahýlové lůžko je nejdůležitější částí protézy pro osoby po amputaci, je styčnou plochou mezi protetickou náhradou a jedincem nosícím protézu (Kozáková, Janura, Rosický, 2009, s. 106; Engsborg et al., 2008, p. 1).

Pahýlové lůžko musí mít tyto vlastnosti: zavěšení protézy, přenos zatížení, ochrana měkkých tkání, kontrola pohybu protézy, řešení objemových změn pahýlu. Fyziologické síly působící za běžných podmínek ze zevního prostředí kůži nepoškodí, k poškození ale může dojít pokud dochází k působení opakovaně. U pacientů je mnohem důležitější nebolestivost pahýlu a až následně výkonnost při chůzi (Klute et al., 2001, Postema et al., 1997 in Kozáková, Janura, Rosický, 2009, s. 106).

Jestliže objímka dobře sedí, individuální funkční schopnost je podobná jako u tělesně zdravého člověka. Pokud objímka sedí špatně, výsledkem jsou odřeniny, krvácení, podlitiny, otlaky a bolestivost. Tyto problémy mohou snížit funkční

schopnost amputovaných jedinců, ohrozit jejich dlouhodobou prosperitu, poklesne nezávislost a zvýší se náklady pro společnost (Engsberg et al., 2008, p. 1).

Zkušební lůžko je vyrobené z průhledného plastu, podle kterého se následně vyrobí definitivní lůžko. U zkušebního lůžka je výhodou vizuální kontrola tlaku jednotlivých partií a následná možnost úpravy pahýlového lůžka (Vrablicová et al., 2008, s. 106).

2) Spojovací díly

Spojovací díly spojují lůžko protézy s protetickým chodidlem a přenáší působící síly mezi těmito dvěma částmi (Klute et al., 2001 in Kozáková, Janura, Rosický, 2009, s. 106).

3) Protetické chodidlo

Protetické chodidlo je funkční a tvarovou náhradou chybějící části DK (hlezno, noha). Z biomechanického hlediska je pro protetické chodidlo důležitá funkce pro stoj a chůzi (Kozáková, Janura, Rosický, 2009, s. 106). Protetické chodidlo by mělo splňovat tyto funkce: přenos tělesné hmotnosti, plynulý odval chodidla, absorpce nárazu během kontaktu chodidla, kompenzace nerovností pod chodidlem, nahromadění a uvolnění energie (Fitzlaff & Heim, 2002 in Kozáková, Janura, Rosický, 2009, s. 106).

Při připojení protézy k tělu se stane protéza součástí biokinematických řetězců (otevřených, zavřených) a určitá funkce vzniká vzájemným nastavením jednotlivých částí řetězce (Kozáková, Janura, Rosický, 2009, s. 106).

1.2.2 Transtibiální protézy

Tradiční strategie pro konstrukci objímky transtibiálně amputovaných je založena na předpokladu, že pahýl není jednotný ve schopnosti snášet zátěž (Radcliffe, 1961 in Engsberg et al., 2008, p. 2). Proto jsou kontury pahýlu subjektivně modifikovány protetikem vyrábějícím objímky, pak jde o tzv. rektifikovanou (upravenou) objímku. Pokud je objímka tvarována na kontury pacientova pahýlu, jde o tzv. nerektifikovanou objímku (Engsberg et al., 2008, p. 2).

1.3 Posturální stabilita

Rovnováha je komplexní funkce zahrnující mnoho nervosvalových procesů. Na kontrole posturální stability se podílí systém smyslový, vizuální, vestibulární, kognitivní a nezbytný systém motorického řízení. Centrální zpracování těchto informací vede ke koordinovaným nervosvalovým reakcím, které zajišťují těžiště uvnitř báze opory v situaci, kdy je narušená rovnováha. Účinná kontrola rovnováhy závisí nejen na přesných senzoryckých vstupech, ale i na včasné reakci silných svalů. V případě nedostatečnosti některého z výše uvedených systémů, je pak lidský organismus nucen přizpůsobit se těmto podmínkám a kompenzovat vzniklý nedostatek jiným systémem. Dysfunkcí posturální rovnováhy se u starších jedinců zvyšuje nebezpečí pádů a úrazů jimy způsobených. K rizikovým faktorům pádů patří svalová slabost, špatná rovnováha, porucha chůze, pomalé reakční časy a množství léků, stejně jako celá řada patologických stavů a rizika životního prostředí. (Meyer, Oddson, De Luca, 2004 in Kozáková et al., 2009, p. 51; Lim & Lee, 2012, p. 618).

Posturální rovnováha klesá s věkem, u zdravých jedinců pomaleji. S věkem se postupně zhoršuje většina smyslových funkcí a míra centrálního zpracování informací. Dochází k poklesu rychlosti pohybových aktivit postupným snižováním svalové hmoty, velikosti svalových vláken, počtu myofibril, a koncentrace mitochondriálních enzymů. Tyto změny mohou vést ke zhoršení posturální rovnováhy u geriatrické populace (Lim & Lee, 2012, p. 619).

Přípravná posturální aktivita začíná před nástupem pohybu, přímo vede určité segmenty těla k neadekvátnější poloze pro provedení pohybu bez nadměrného plýtvání energií nebo ztráty rovnováhy (Gahery, 1987, Lee et al, 1990 in Goulart & Valls-Solé, 1999, p. 1638). Posturální aktivita je specifická pro podmínky, za kterých se pohyb provádí, a může se snížit nebo dokonce zmizí, když je pohyb prováděn v podmínkách relativně stabilní rovnováhy (Cordo a Nashner, 1982, Massion, 1984 in Goulart & Valls-Solé, 1999, p. 1638).

Bylo prokázáno, že pravá hemisféra může hrát dominantní roli v posturální kontrole a rovnováze (Pérennou et al., 1999, p. 281).

1.3.1 Posturální stabilita u pacientů s amputací DK

Posturální stabilita je prvotním předpokladem pro všechny činnosti v rámci každodenních aktivit. K jejímu poškození mohou vést centrální i periferní onemocnění. Tak je tomu i v případě jedinců s amputací DK (Kozáková et al., 2009, p. 51). Ke změnám posturální stability u pacientů po amputaci DK dochází vlivem strukturálních, patofyziologických a biomechanických změn způsobených absencí kostí, svalů, kloubů, ztrátou mechanické opory amputované končetiny, poruchou funkční koaktivace svalových skupin, změnou aferentní a eferentní projekce, ztrátou somatosenzorických informací z proprioreceptorů amputované DK, především z tlakových receptorů plosky chodidla (Duclos et al., 2007, Geurts & Mulder, 1992 in Kolářová, Janura, Krobot, 2011, s. 98; Kozáková et al., 2009, p. 51; Vlahov, Myers, Al-Ibrahim, 1990 in Kozáková et al., 2009, pp. 51-52).

Proto mají jedinci s amputací DK náročnější podmínky pro udržení posturální stability ve srovnání s jedinci zdravými. Snížená kvalita posturální stability je nejzřetelnější v prvních měsících po amputaci (Isakov et al., 1992, Viton et al., 2000 in Kolářová, Janura, Krobot, 2011, s. 98; Kozáková et al., 2009, p. 51). Amputovaní jedinci si musí vytvořit nové kontrolní strategie posturální stability, případně si přizpůsobit strategie běžně používané (Aruin, Nicholas, Latash, 1997, Buckley, O'Driscoll, Bennett, 2002, Viton et al., 2000 in Kozáková et al., 2009, p. 52). Lidé po amputaci DK jsou více závislí na zrakové kontrole (Hermodsson et al., 1994, Viton et al., 2000 in Kolářová, Janura, Krobot, 2011, s. 98), častěji využívají kyčelní strategii a více používají neamputovanou DK během stoje a chůze (Aruin et al., 1997, Geurts & Mulder, 1992 in Kolářová, Janura, Krobot, 2011, s. 98).

Posturální stabilita je také ovlivněna distribucí tělesné hmotnosti. V případě stranového postižení dochází k abnormálnímu asymetrickému rozložení hmotnosti mezi oběma DKK. Maximální stabilitu u zdravých jedinců poskytuje symetrický stoj (Winter et al., 1996, Winter et al., 1998 in Kozáková et al., 2009, p. 51).

Na rozdíl od vrozené preference DK musí amputovaní jedinci vybavení protetickým zařízením řešit dilema kompromisu mezi stabilitou a výkonem. Jednou z možností je, že proteticky vybavený amputovaný jedinec se uchýlí ke strategii, která pravděpodobně poskytuje nejstabilnější stav při plnění úkolů DKK. Může rozhodnout, že pro stabilitu bude spoléhat na svou zdravou DK. To odpovídá standardní chůzi po

schodišti, při které bývá jedincům doporučeno, aby použili zdravou stranu jako primární opěrnou končetinu. Další možností je, že mozková dominance může stále převažovat a je vázána s celoživotním zvykem. To by mohlo mít vliv na udržení předchozí strategie, navzdory ztrátě DK. Výběr strategie může být také ovlivněn motivací k dosažení cíle, rychlostí a přesností potřebnou pro úkol, délkou pahýlu a časem od amputace. Například pro jedince bez aktivního kotníku nebo bez pohybu KOK může být obtížná manipulace s protetikou končetinou, čímž se podpoří využívání zdravé DK, jako upřednostňované končetiny, bez ohledu na předchozí dominanci. (Howard, Wallace, Stokic, 2012, p. 249).

Doba od amputace byla spojena s preferencí DK. Zkušenější uživatelé se častěji spoléhali na svou zdravou DK, jako na svou preferovanou DK. Po letech používání, pro ně může být protéza pohodlnější nebo v ní mají větší důvěru. Jsou schopni využít protézu pro udržení rovnováhy a těžít z aktivního pohybu zdravé DK pro plnění úkolů. I když tato změna může být výsledkem dlouholeté praxe, nemělo by se zapomínat na neurální změny. Jen několik studií zkoumalo neurální adaptace po amputaci DK. Navrhovali motorickou reorganizaci probíhající na kortikální úrovni, ale není jasné, jak se to promítá do motorické akce v DK (Chen et al., 1998 in Howard, Wallace, Stokic, 2012, p. 252).

Funkční obnovu posturální stability ovlivňují: důvod amputace (traumatická, netraumatická), délka pahýlu, výška amputace, nocicepce, fantomové bolesti (Arwert et al., 2007, Gauthier-Gagnon et al., 2000, Sabolich & Ortega, 1994 in Kolářová, Janura, Krobot, 2011, s. 98), věk, BMI, somatická onemocnění. Další faktory se dají ovlivnit rehabilitací. Ovlivňujeme dobu mezi amputací a aplikací protézy (Pohjolainen & Alaranta, 1991 in Kolářová, Janura, Krobot, 2011, s. 98), dobu používání protézy (Bhangu et al., 2009 in Kolářová, Janura, Krobot, 2011, s. 98), volbu a nastavení protézy (Blumentritt et al., 1999, Fang et al., 2007 in Kolářová, Janura, Krobot, 2011, s. 98). Velký význam má také psychologický a sociální faktor (Greive & Lankhorst, 1996 in Kolářová, Janura, Krobot, 2011, s. 98).

Ztrátou posturální stability vzniká riziko pádu, které ovlivňuje subjektivní nejistotu jedinců a snižuje možnost obnovy pohybových funkcí a rehabilitace (Isakov et al., 1992, Viton et al., 2000 in Kolářová, Janura, Krobot, 2011, s. 98).

Výzkum potvrzuje, že dobrá stabilita neporušené končetiny je podmínkou pro funkční integraci amputovaného jedince do života (Schoppen et al., 2003 in Kozáková et al., 2009, p. 52).

1.3.2 Posturální stabilita při vstávání ze sedu do stoje

Posturální aktivita je nezbytnou součástí každého volního pohybu. Při pohybu, který zahrnuje všechny části těla, jako je tomu při vstávání ze sedu (dále jen STS), se posturální aktivita prolíná s činností potřebnou k uskutečnění aktuálního pohybu a je obvykle velmi obtížně rozpoznatelná (Goulart & Valls-Solé, 1999, p. 1634).

Vstávání z pozice vsedě je komplexní činnost. Vyžaduje adekvátní posturální kontrolu během motorického přesunu ze stabilní 3-bodové báze, tj. sedící pozice, na 2-bodovou bázi, tj. pozici stoje. Obtížnost nebo neschopnost postavit se, je běžná u jedinců s různým motorickým zdravotním postižením (Galli et al., 2008, p. 80).

Při pohybu ze sedu do stoje je vysoký požadavek na systém rovnováhy. Tento pohyb je destabilizující. Tělo rychle změni pozici ze stabilní polohy vsedě do polohy s relativně malou opěrnou bází a vyšším těžištěm. To představuje vyšší riziko pádu, což může vysvětlovat delší dobu, kterou jedinci náchylní k pádu využívají k provedení pohybu (Nevitt et al., 1991 in Dall & Kerr, 2010, p. 58).

Kontrola rovnováhy je rozhodující pro vstávání zejména v období, kdy relativně velká horní část těla zahrnující hlavu, ruce a trup má otáčivý bod nad chodidly. Musí být kontrolována horizontální hybnost tělesné hmotnosti s cílem ukončit pohyb v klidném stoji (Khemlani, Carr, Crosbie, 1999, p. 243).

Pohyb ze sedu do stoje vyžaduje určité zkušenosti, jako jsou koordinace mezi trupem a pohybem DKK, korekce svalové síly, kontrola rovnováhy a stability. Pohyb ze sedu do stoje je často považován za klinické hodnocení stupnice různých patologií (Galli et al., 2008, p. 80).

1.4 Vstávání ze sedu do stoje

Všední činnost, jakou je přesun ze sedu do stoje, byla popsána jako "mechanicky nejnáročnější, běžně prováděný funkční úkol během denních aktivit" (Riley et al., 1991 in Agrawal et al., 2011, p. 656).

Vstávání je akce, která vyžaduje činnost celého těla. Jsou pro ni velmi důležité pohyby kyčle, kolenního a hlezenního kloubu (Burger, Kuželičky, Marinček, 2005, p. 139). Biomechanicky může být vstávání náročnější než jiné činnosti každodenního života, protože vyžaduje větší sílu nohou a větší rozsahy v kloubním pohybu než při chůzi nebo chůzi po schodech (Hughes, Schenkman, 1996 in Burger, Kuželičky, Marinček, 2005, p. 139). Na rozdíl od analýzy chůze není žádná obecně přijímaná metoda pro studium pohybu ze sedu do stoje (Etnyre & Thomas, 2007, p. 1651).

Zdraví jedinci a jedinci bez fyzického poškození zatěžují více dominantní končetinu než nedominantní končetinu během celé činnosti vstávání ze sedu do stoje, ale nevykazují při tom značný posun tělesné hmotnosti (Agrawal et al., 2011, p. 656).

1.4.1 Důležitost hodnocení aktivity vstávání ze sedu

Vstávání ze sedu je pohyb s velkým klinickým zájmem. Je smysluplné, aby se hodnotila motorická kontrola a stabilita u pacientů s funkčním omezením. Kvantitativní analýza pohybu ze sedu do stoje by byla užitečná při kvantifikaci funkčního omezení pacientů, při identifikaci kompenzačních vzorů, při výběru rehabilitačních programů a při zlepšování léčebných zákroků (Galli et al., 2008, p. 80).

Pohyb ze sedu do stoje představuje jeden z aspektů, který je součástí posuzování vhodnosti jedince k návratu do zaměstnání nebo vhodnosti pracovního prostředí pro daného jedince (Dall & Kerr, 2010, p. 60).

Pro určení funkční nezávislosti jsou důležité přechodné pohyby, které však nebyly u amputovaných osob dostatečně studovány (Highsmith et al., 2011, p. 86).

1.4.2 Frekvence vstávání ze sedu

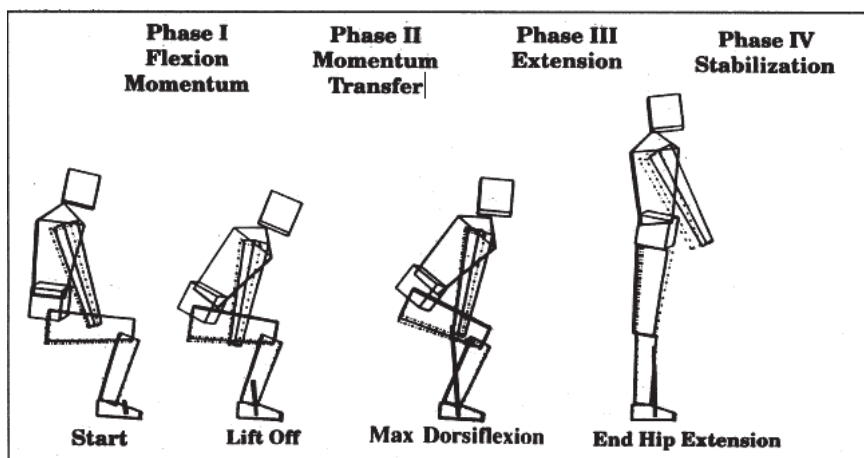
Ve studii, kterou prováděli Dall & Kerr, zjistili, že v průměru provede zdravý člověk pohyb ze sedu do stoje 60krát (± 22 krát) za den. Tento pohyb je klíčovým faktorem určujícím funkční zdatnost a samostatnost jedince (Highsmith et al., 2011, p. 86; Dall & Kerr, 2010, p. 58). To je asi o třetinu méně než dříve hlášených 92 pohybů ze sedu do stoje za den (McLeod et al., 1975 in Dall & Kerr, 2010, p. 60). Tyto rozdíly mohou být odrazem změn v sedavém způsobu života v průběhu posledních 30 let, nebo by mohlo jít o metodické odlišnosti. Počet pohybů ze sedu do stoje během jedné hodiny se pohyboval v rozmezí 0 až 43, z čehož průměrný počet byl 3 pohyby za hodinu. (Dall & Kerr, 2010, pp. 58-61).

1.4.3 Fáze pohybu v průběhu vstávání ze sedu do stoje

Rozdělení pohybu ze sedu do stoje na jednotlivé fáze se u jednotlivých autorů liší. Asi nejzákladnější rozdělení pohybu vstávání ze sedu do stoje je podle časového zapojení svalových skupin na fázi flekční (35% celkové doby tohoto pohybu) a extenční. Přechodem mezi těmito dvěma fázemi je odlepení hýždí od sedací plochy (Nuzik et al., 1986 in Smékal et al., 2005, p. 57).

Podrobnější rozdělení vstávání ze sedu do stoje popsali Schenkman et al., 1990, rozdělili tento pohyb do čtyř fází (viz obr. 1). I. fázi označili jako Fázi flekčního momentu, která generuje počáteční impuls pro vstávání a dochází při ní k předklonu trupu, flexi krční páteře a protrakci ramen. Tato první fáze přechází plynule do II. fáze, kterou je Fáze přenosu hybnosti. Ta začíná v okamžiku, kdy dojde k opuštění hýždí ze sedadla židle a končí maximální dorzální flexí v kotníku. Pohyb horní části těla směrem dopředu se přenáší na hybnost celého těla směrem dopředu a nahoru, dochází k přenosu hmotnosti těla nad chodidla a odlepení hýždí od sedadla. III. fáze je Fáze extenze. Těžiště se posouvá vertikálním směrem do vzpřímení, je ukončena extenzí kyčelních kloubů spolu s extenzí trupu. Během této fáze se tělo zvedne do úplně vzpřímené polohy. Poslední IV. fáze je Fáze stabilizační, při níž se postupně zmenšuje posun těžiště a na konci dochází k dynamické stabilizaci trupu a DKK. Ukončení IV. fáze je špatně definovatelné, protože jsou přítomny antero-posteriorní a laterální výchylky během klidného stoje. Tyto fáze byly stanoveny z hlediska vlastností hybnosti a stability (Schenkman et al., 1990, p. 638; Smékal et al., 2005, pp. 56-58).

Obr. 1: Fáze vstávání ze sedu do stoje dle Schenkman et al. (Schenkman et al., 1990, p. 642)

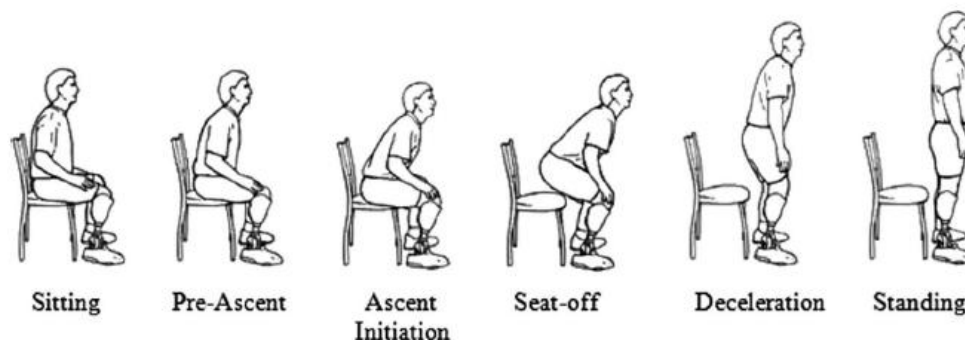


Lindemann et al., 2003, ve své studii rozdělili STS pohyb podle různých autorů do těchto fází. V přípravné fázi dochází ke zrychlení trupu směrem vpřed až do okamžiku, než dosáhne flexe v kyčli svého maxima a hýždě ztrácejí kontakt se sedací plochou. Současně se vyskytuje maximální reakční síla země (dále jen GRF) na chodidla. Extenční fáze začíná opuštěním sedací plochy a trvá až do doby, dokud rychlost těžiště neklesne na nulu. Extenční fáze je souběžná s extenzí kyčelního a kolenního kloubu. V následující fázi stabilizace je posturální řízení zajištěno kontrakcí lýtkových (Lindemann et al., 2003, p. 467).

Agrawal et al., 2011, rozdělili pohyb ze sedu do stoje na pět částí (obr. 2): Pre-Ascent, Ascent Initiation, Seat-Off, Deceleration, Standing (Agrawal et al., 2011, p. 656). Pre-Ascent fáze označuje počátek pohybu vstávání z klidného sedu. Vstávání ze sedu je zahájeno produkcí pohybu vpřed způsobenou nakloněním trupu dopředu, který produkuje flexi v kyčli a anteriorní rotaci pánve. Po získání dostatečného pohybu vpřed, těžiště (dále jen COM) začne zrychlovat směrem vzhůru a způsobuje opuštění sedací plochy. Začátek vertikálního zrychlení COM je označováno jako Ascent Initiation fáze. Fáze Seat-Off označuje konec opuštění sedací plochy a přenos tělesné hmotnosti ze sedadla židle na DKK. Po Seat-Off, COM nadále zrychluje směrem vzhůru a dopředu, maximální anteriorní pozice dosáhne krátce po Seat-Off. Fáze Deceleration znamená začátek vertikálního zpomalení COM. Po zpomalení dosáhnou kyčel a koleno plné extenze a pohyb COM směřující nahoru končí. Jakmile COM dosáhne své maximální vertikální pozice, tak během stabilizačního období dochází k

doladění rovnováhy. Dosažení stabilního stoje signalizuje fáze Standing, která také označuje konec pohybu ze sedu do stoje (Agrawal et al., 2011, p. 656).

Obr. 2: Fáze vstávání ze sedu do stoje dle Agrawale et al. (Agrawal et al., 2011, p. 65)



Ashford & De Souza, 2000, rozdělili pomocí kinematické analýzy pohyb ze sedu do stoje i pohyb ze stoje do sedu na šest hlavních fází pohybu. Fáze I. - začátek flexe trupu vsedě, fáze II. - vstávání ze židle, fáze III. - začátek stojné fáze, fáze IV. - konec stojné fáze a začátek flexe trupu ve stoji, fáze V. - sedání a začátek extenze trupu, fáze VI. - konec pohybu v pozici vsedě (Ashford & De Souza, 2000, p. 118).

1.4.4 Časové parametry

U zdravých jedinců trvá celková délka vstávání ze sedu do stoje 1,6 - 1,9 s. U žen je ve srovnání s muži potřebná delší doba pro vstávání. To platí i u různých patologií nervosvalového a kosterního systému (Smékal et al., 2005, s. 60).

Schenkman et al., 1990, ve své studii určili průměrný čas vstávání ze židle 1,95 s (SD = 0,03). Také určili průměrnou dobu potřebnou na dokončení jednotlivých fází: fáze flekčního momentu trvala 0,5 s (SD = 0,08), fáze přenosu hybnosti 0,33 s (SD = 0,08) a extenční fáze 0,98 s (SD = 0,20). U poslední stabilizační fáze nebyla doba změřena z důvodu špatného určování ukončení této fáze. Fáze přenosu hybnosti představuje nejkratší z prvních tří fází vstávání ze sedu do stoje, zabírá 18% z času potřebného k dokončení prvních tří fází. Fáze flekčního momentu obsadí 28% a extenční fáze 54% z doby nezbytné pro dokončení prvních tří fází (Schenkman et al., 1990, p. 643).

Ve studii, kterou provedl Lindemann et al., 2003, určili průměrnou dobu STS pohybu u zdravých starších jedinců 1,2 s (SD = 0,07). Stejně jako Schenkman et al., 1990, určili i čas potřebný pro provedení jednotlivých fází pohybu. První fáze trvala 52,5% z celkové doby STS pohybu a to 0,63 s (SD = 0,11), 2. fáze pohybu STS zaujímala 37,5%, tedy 0,45 s (SD = 0,07), 3. fáze představovala 10% z celkového pohybu STS a trvala 0,12 s (SD = 0,08) (Lindemann et al., 2003, p. 468). Tyto naměřené průměrné časy se poněkud liší od hodnot naměřených Schenkman et al., 1990.

U TFA je doba za kterou se zvládnou postavit 1,6 - 2,0 s a posadí se za 2,1 - 2,8 s ve srovnání s kontrolní skupinou zdravých jedinců, kteří se postavili za 1,6 s (Highsmith et al., 2011, p. 86).

1.4.5 Faktory ovlivňující vstávání ze sedu

Na provedení pohybu ze sedu do stoje má značný vliv výška sedadla židle, využití HKK a pozice nohou:

1) Výška sedadla židle

Použití vyššího sedadla židle má za následek nižší momenty sil v kolením kloubu (až o 60%) a v kyčelním kloubu (maximálně až o 50%). Snížení výšky sedadla židle zvýší nároky na momenty síly (Janssen, Bussmann, Stam, 2002, p. 866). Pokud se sníží výška židle, vstávání ze sedu se stává obtížnějším (Smékal et al., 2005, pp. 59-60).

2) Využití HKK

Nejvýznamnějším faktorem při snižování zatížení kloubů během pohybu ze sedu do stoje je vstávání s využitím HKK (Ellis et al. 1984 in Agrawal et al., 2011, p. 657). Během vstávání s pomocí HKK je u kloubů DKK pozorováno jak snížení sil, tak momentů (Seedhom & Terayama 1976, Burdett et al. 1985, Arborelius et al. 1992 in Agrawal et al., 2011, p. 657). Maximální snížení o 21% ve vertikální tibio-femorální kloubní síle, 30% snížení v napětí čtyřhlavého svalu a 40% ve svalové síle hamstringů byly zjištěny u vstávání s využitím opěrky pro HKK (Ellis et al. 1984 in Agrawal et al., 2011, p. 657). Použití opěrek pro vstávání z pozice vsedě může významně snížit flekční momenty kyčle, přibližně o 50%, kolenou, o 30%, pravděpodobně bez vlivu

na rozsah pohybů v kloubech (Arborelius et al., 1992 in Agrawal et al., 2011, p. 657; Janssen, Bussmann, Stam, 2002, p. 866). Vrchol vertikální GRF také prokázal, že je nižší pro vstávání s využitím opěrek pro HKK ve srovnání s jinými pozicemi HKK (ruce položené na kolenou, paže volně spuštěné a paže zkřížené na hrudi) (Etnyre a Thomas 2007 in Agrawal et al., 2011, p. 657).

3) Pozice nohou

Přemístění nohou z anteriorní pozice do posteriorní ovlivní strategii pohybu ze sedu do stoje. Umožní snížení momentu síly extenze v kyčli (ze 148,8 N.m na 32,7 N.m) (Janssen, Bussmann, Stam, 2002, p. 866). Pozice DKK neovlivní pořadí zapojovaných svalových skupin, ale má vliv na rychlost, s jakou se svaly aktivují (Smékal et al., 2005, pp. 59-60).

1.4.6 Východiska pro praxi

Aspekty návrhu židle, jako je výška sedadla nebo použití opěrek pro ruce (Janssen et al. 2002 in Dall & Kerr, 2010, p. 60), mají vliv na obtížnost spojenou s provedením pohybu ze sedu do stoje. K řešení zlepšení vhodnosti pracovního prostředí pro jedince k návratu do zaměstnání mohou použít návrh židle pro ulehčení námahy provedení pohybu ze sedu do stoje. Také návrh ergonomie pracoviště může mít vliv na výkon pohybů ze sedu do stoje (Dall & Kerr, 2010, p. 60).

1.4.7 Parametry vstávání ze sedu do stoje

Vstávání ze židle prokázalo produkci vyšších flekčních momentů kyčelního a kolenního kloubu ve srovnání s úrovní chůze a chůzí po schodech (Berger et al. 1988, Rodosky et al., 1989 in Agrawal et al., 2011, pp. 656-657). U zdravých jedinců byl vrchol flekčních momentů v kyčli pro pohyb ze sedu do stoje přibližně jedenáctkrát větší než momenty při chůzi po schodech, zatímco vrchol flekčního momentu kolene byl asi pětikrát vyšší než moment během chůze po schodech (Andriacchi et al. 1980, Rodosky et al., 1989 in Agrawal et al., 2011, p. 657).

Časové období v Seat-off fázi (fáze kdy dochází k odlepení hýždí ze sedací plochy) je spojeno s maximální GRF (Kralj et al. 1990 in Agrawal et al., 2011, p. 662) a kloubní silou kolene (Ellis et al. 1984 in Agrawal et al., 2011, p. 662), stejně jako

aktivace m. quadriceps femoris a svalové skupiny hamstringů, hybné síly pro pohyb ze sedu do stoje (Goulart a Valls-Sole 1999 in Agrawal et al., 2011, p. 662).

STS pohyb je stereotypní. Před odlepením hýždí ze sedací plochy se začne trup ohýbat dopředu, centre of pressure (dále jen COP) se posune dozadu a COM se zrychluje směrem dopředu (Mourey et al, 2000 in Talis et al., 2008, p. 429). Po odlepení hýždí se COM zpomaluje a COP se pohybuje výrazně vpřed. Na konci pohybu se COM vrátí na úroveň, která odpovídá hmotnosti jedince (Talis et al., 2008, p. 429).

1.4.8 Svalová aktivita při vstávání ze sedu do stoje u zdravých jedinců

M. tibialis anterior, břišní svaly a m. sternocleidomastoideus byly svaly, které byly za běžných podmínek provádění STS pohybu aktivovány jako první, ale jejich činnost díky m. trapezius byla potlačena nebo značně snížena při jiných podmínkách (změna pozice DKK, flexe trupu na začátku pohybu, atd.). Mm. erectores spinae, m. quadriceps femoris a hamstringy byly aktivovány ve vzorovém pořadí, které bylo neměnné ve všech podmínkách a po celou dobu, až do okamžiku zvednutí se ze sedadla. M. soleus se aktivoval jako poslední sval a spolu s m. quadriceps femoris a hamstringy zůstal aktivní i během stoje (Goulart & Valls-Solé, 1999, pp. 1634-1640).

M. tibialis anterior, m. soleus, břišní svaly, m. sternocleidomastoideus a m. trapezius jsou zapojeny do přípravných a doprovodných posturálních pohybů, zatímco mm. erectores spinae, m. quadriceps femoris a hamstringy jsou aktivovány v neměnném vzoru a mohou být považovány za výkonné svaly STS pohybu (Goulart & Valls-Solé, 1999, pp. 1634-1640).

Během první fáze se aktivuje ventrální svalstvo, jedná se o flexory kyčelních kloubů, břišní svaly, flexory krku a prsní svaly (Palastanga et al., 1993 in Smékal et al., 2005, p. 57). Na DK se nejdříve aktivuje m. tibialis anterior s určitým náskokem před ostatními svaly. Dále se zapojují m. rectus femoris, m. biceps femoris a m. vastus lateralis. Zapojují se v 1. fázi vstávání, ještě před tím, než dojde k odlepení hýždí ze sedací plochy. M. gastrocnemius a m. soleus se zapojí až po odlepení hýždí ze sedadla (Khemlani, Carr, Crosbie, 1999, pp. 236-246; Smékal et al., 2005, p. 57).

Ve druhé fázi se aktivují nejvíce flexory kolenního kloubu a m. rectus femoris, ale zapojuje se i ventrální muskulatura (Roebroek et al., 1994, Kelley et al., 1976, Palastanga et al., 1993 in Smékal et al., 2005, p. 58).

Při třetí fázi probíhá na DKK kokontrakční svalová aktivita extenzorových a flexorových svalových skupin (Smékal et al., 2005, p. 58).

V poslední, čtvrté fázi, se uplatňuje především hluboký stabilizační systém (Riley et al., 1991 in Smékal et al., 2005, p. 58).

1.4.9 Vstávání ze sedu do stoje u jedinců s narušenou DK

Činnost vstávání ze sedu do stoje je úkol s bilaterální oporou, který klade vysoké biomechanické nároky na DKK. Jedinci s narušenou DK mohou provést úkol úspěšně pomocí nepostižené končetiny k vyrovnání deficitů postižené končetiny. Lidé s jednostranným muskuloskeletárním nebo neuromuskuloskeletárním postižením DKK, jako jsou kloubní náhrady, osteoartróza a hemiparéza, mají prokázané trvalé asymetrické zatěžování v průběhu činnosti vstávání ze sedu do stoje (Engardt & Olsson 1992, Farquhar et al. 2008, Christiansen & Stevens-Lapsley 2010 in Agrawal et al., 2011, p. 657).

U jedinců s jednostranným postižením DKK, např. hemiparézy (Hesse et al. 1994 in Agrawal et al., 2011, p. 662) a kloubní artroplastiky (Farquhar et al. 2008, Talis et al. 2008 in Agrawal et al., 2011, p. 662), byla prokázána největší asymetrie během fáze pohybu ze sedu do stoje, kdy dochází k odlehčení sedací plochy židle a k odlepení hýždí ze sedací plochy židle (Agrawal et al., 2011, p. 662).

U pacientů po cévní mozkové příhodě (dále jen CMP) s hemiparézou po době kratší než 3 měsíce bylo zatížení paretické nohy pouze 37,5% tělesné hmotnosti (Engardt & Olsson 1992 in Agrawal et al., 2011, p. 657). U pacientů s hemiparézou bylo také zjištěno, že rozložení tělesné hmotnosti je méně asymetrické, když účastníci vědomě sníží rovnoměrné zatížení při vstávání (Engardt & Olsson 1992 in Agrawal et al., 2011, p. 662). Autoři připisují toto chování k „latentní motorické kapacitě“, která nebyla použita při spontánních pohybech těla (Engardt & Olsson 1992 in Agrawal et al., 2011, p. 662). Poměr zatížení/kapacita pro vstávání s využitím HKK je menší než pro vstávání bez pomoci HKK kvůli snížení kloubních sil a momentů, které jsou

přítomny při vstávání s využitím HKK (Seedhom & Terayama 1976, Ellis et al. 1984, Burdett et al. 1985, Arborelius et al. 1992 in Agrawal et al., 2011, p. 662).

Pacienti s jednostrannou totální náhradou KYK vykazují asymetrii 22% s větším zatížením neoperované DK až do 4 let od operace (Talis et al., 2008 in Agrawal et al., 2011, p. 657).

1.5 Vstávání ze sedu u jedinců s amputací DK

1.5.1 Transfemorálně amputovaní (TFA)

Zatímco vstávání je klíčovým faktorem funkční zdatnosti a samostatnosti jedince, posazování zatím nebylo u populace s transfemorální amputací studováno. Vstávání bylo zkoumáno pouze u mladších osob s TFA, převážně traumatické etiologie, kteří nejsou typickými představiteli amputovaných pacientů. Mezi typické představitele patří spíše starší osoby s vaskulárním onemocněním (Burger, Kuželičky, Marinček, 2005, Kuzelicky et al., 2005, Dillingham, Pezzin, Mackenzie, 2002a, Dillingham, Pezzin, Mackenzie, 2002b in Highsmith et al., 2011, p. 86).

Maximální GRF na amputované noze vybavené protézou u transfemorálně amputovaných byla menší než 5% tělesné hmotnosti během pohybu ze sedu do stoje (Burger, Kuželičky, Marinček, 2005 in Agrawal et al., 2011, p. 657).

Excentrie quadricepsu slouží ke zlepšení kinetické symetrie pro úkoly, jako je posazování. Zlepšení symetrie během funkčních úkolů je důležité, protože přetížení jedné strany, v případě osob s TFA zdravé strany, může zahájit nebo urychlit degenerativní změny na přetěžované straně. Tyto škodlivé změny, které byly také popsány u jiných jednostranných onemocnění, by nakonec mohly vést k dysfunkci a snížení kvality života (Farquhar, Kaufman, Snyder-Mackler, 2009, Gilleard, Crosbie, Smith, 2008 in Highsmith et al., 2011, pp. 86-87).

1.5.2 Transtibiálně amputovaní (TTA)

Lidé s TTA pro vaskulární či traumatické příčiny provádějí pohyb ze sedu do stoje 43 – 56krát za den. Proto nejsou schopni se tomuto pohybu vyhnout při běžných

činnostech a asymetrické zatěžování během vstávání může přispět k rozvoji nepříznivých vedlejších stavů (Bussmann et al., 2004, 2008 in Agrawal et al., 2011, p. 657).

1.5.2.1 Časové parametry při vstávání ze sedu u TTA

Pacienti s TTA potřebují ve srovnání s neamputovanými jedinci výrazně delší čas pro vstávání pouze, když vstávají bez využití HKK (Agrawal et al., 2011, p. 656).

Pro obě podmínky vstávání (s a bez využití HKK), Symmetry Index v Pre-Ascent, Ascent Initiation, Seat-off a Deceleration byly významné rozdíly mezi TTA a kontrolní skupinou ($p < 0,008$ ve všech čtyřech akcích). U obou skupin jedinců, Symmetry Index a časy potřebné pro vstávání nebyly významně odlišné mezi podmínkami s a bez využití HKK. Pro vstávání s využitím HKK je průměrná doba vstávání pro TTA 2,84 s (SD 0,34), pro kontrolní zdravé jedince 2,6 s (SD 0,4). Pro vstávání bez pomoci HKK je průměrná doba vstávání u TTA je 3,09 s (SD 0,6), pro kontrolní zdravé jedince je 2,5 s (SD 0,32). Při vstávání bez pomoci HKK trvalo významně delší dobu postavit se TTA než kontrolní skupině ($p < 0,008$) (Agrawal et al., 2011, p. 661).

TTA potřebují delší čas k dokončení pohybu vstávání ze sedu do stoje než neamputovaní a doba potřebná pro vstávání se výrazně liší mezi amputovanými a neamputovanými při vstávání bez využití HKK (Agrawal et al., 2011, p. 661).

Delší doba pro vstávání u TTA může svědčit o strategii pro snížení požadované svalové síly, protože vrchol kloubních momentů kyčelního a kolenního kloubu se snižoval s rostoucí dobou pro vstávání (Yoshioka et al., 2009, pp. 1-9, Agrawal et al., 2011, p. 663).

1.5.2.2 Zatěžování dolních končetin při vstávání ze sedu u TTA

TTA mají tendenci k zatížení neporušené končetiny více než amputované končetiny během každodenních aktivit. Asymetrická distribuce tělesné hmotnosti během funkčních aktivit může vést k sekundárním tělesným stavům, jako je osteoartróza a osteoporóza u těchto pacientů (Gailey et al., 2008 in Agrawal et al.,

2011, p. 657). V průběhu pohybu ze sedu do stoje zvýšili TTA pacienti zatížení neamputované DK přibližně o 27%, což vede k významné asymetrii ve fázi Seat-off, kdy dochází k odlepení hýždí ze sedací plochy a Deceleration fázi, při které dochází ke zpomalení pohybu (Agrawal et al., 2011, p. 656).

U TTA je maximální asymetrie přítomna ve fázi Seat-off a tato asymetrie není rozdílná mezi vstáváním bez využití HKK a vstáváním s využitím HKK (Agrawal et al., 2011, p. 661).

TTA jedinci měli rozporuplný vzor rozložení hmotnosti, který zahrnoval zatížení a odlehčení neporušené DK v průběhu činnosti. V Pre-Ascent a Ascent Initiation fázi prokázali rovnoměrné rozložení hmotnosti mezi oběma stranami vyplývající z výšky Symmetry Index. Mezi Ascent Initiation a Seat-Off fázi se přesunula tělesná hmotnost na neporušenou DK, což způsobilo značnou asymetrii v Seat-Off - Symmetry Index, 71,4% pro vstávání s využitím HKK a 71,9% pro vstávání bez využití HKK. Symmetry Index v Seat-Off odpovídá přibližně 64% tělesné hmotnosti opory neporušené DK a 36% u amputované DK (Agrawal et al., 2011, p. 660).

Změna v Symmetry indexu mezi Ascent Initiation a Seat-Off fázi představuje 26,1% nárůst v hmotnosti nesené neporušenou DK pro podmínku s využitím HKK a 27,2% nárůst v zatížení neporušené končetiny pro podmínku bez využití HKK. Po Seat-Off TTA odlehčili neporušenou DK posunutím tělesné hmotnosti zpět k amputované končetině. To bylo patrné v relativně větší symetrii v Deceleration fázi a v rovnoměrném rozložení hmotnosti mezi DKK na konci této činnosti. Neamputovaní kontrolní jedinci neprokázali rovnoměrné rozložení hmotnosti mezi oběma končetinami (tj. Symetrie Index 100%), ikdyž měli tendenci přednostně zatížit dominantní stranu více než nedominantní stranu. U kontrolní skupiny nebyl Symmetry Index nikdy nižší než 90% a ukazuje se jednoznačný model rozložení hmotnosti mezi končetinami bez výrazných posunů tělesné hmotnosti v průběhu pohybu (Agrawal et al., 2011, p. 660).

TTA mají tendenci zatížit obě strany rovným dílem na začátku činnosti vstávání ze sedu do stoje, přesunout váhu na neporušenou končetinu během Seat-Off fáze a znovu rozložit váhu rovnoměrně mezi končetiny v klidném stoji. Seat-Off fáze je kritická během pohybu ze sedu do stoje a má zásadní význam pro úspěšnou realizaci činnosti. Tato fáze znamená přenos hmotnosti těla ze židle na DKK stejně, jako

přechod ze stabilní báze opory (židle) k poměrně nestabilní bázi opory (chodidla) (Agrawal et al., 2011, pp. 661-662).

Vzor rozložení tělesné hmotnosti projevující se u TTA při pohybu ze sedu do stoje byl jiný než u neamputovaných. TTA měli nekonzistentní symetrický vzor, v němž preferovali zatížení a odlehčení neporušené končetiny v průběhu činnosti. Maximální asymetrie byla zřejmá u amputovaných v Seat-off fázi, která vyústila v přibližně 64% tělesné hmotnosti opory neporušené končetiny a až v 27% zvýšení zatížení na neporušené končetině. Neamputovaní prokázali vzor konzistentního rozložení hmotnosti během činnosti bez výrazného posunu hmotnosti během pohybu. Neměli rovnoměrné rozložení hmotnosti mezi oběma stranami a zobrazovali tendenci k zatížení dominantní strany více než nedominantní strany. U obou populací při vstávání s pomocí HKK nebyl statisticky významný rozdíl oproti vstávání bez pomoci HKK z hlediska symetrie rozložení hmotnosti nebo času potřebného pro vstávání (Agrawal et al., 2011, p. 663).

Přibližně 25% další hmotnosti na zdravé končetině v Seat-Off fázi v kombinaci s četnými opakováními pohybu ze sedu do stoje za den může přispět k rozvoji sekundárních fyzických změn u TTA (Bussmann et al. 2004, 2008 in Agrawal et al., 2011, p. 661).

Vysoké biomechanické nároky na narušeném muskuloskeletálním systému amputované končetiny vyvolávají posun hmotnosti k neporušené končetině během fáze, kdy dochází k odlehčení sedací plochy (Agrawal et al., 2011, p. 662).

Závislost TTA na neporušené končetině k provádění funkčních aktivit denního života, jako například přesunu ze sedu do stoje, zdůrazňuje význam zachování zdravého stavu této končetiny (Agrawal et al., 2011, p. 662).

1.5.2.3 Faktory mající vliv na vznik asymetrie při vstávání ze sedu u TTA

Na vznik asymetrií u TTA během pohybu ze sedu do stoje má vliv nedostatečné vytváření sil svalů pahýlu, změněné strategie pohybu ze sedu do stoje a omezení ve schopnostech protetické nohy (Agrawal et al., 2011, p. 662).

1) Svalová síla pahýlu

Svaly u amputovaných končetin jsou slabší než svaly na neporušené končetině (Velzen et al., 2006 in Agrawal et al., 2011, p. 662). Svalová slabost negativně ovlivňuje poměr zatížení/kapacita, což je poměr mezi silou, která je požadována a silou, která může být generována (Savelberg et al. 2007 in Agrawal et al., 2011, p. 662). Slabší svaly mají sníženou schopnost generovat sílu. Svalová slabost sama může vést ke změně strategie STS pohybu (Savelberg et al., 2007 in Agrawal et al., 2011, p. 662). U TTA se může poměr zatížení/kapacita svalů pahýlu pozitivně ovlivnit buď snížením zatížení na amputované DK, nebo zvýšením produkce svalové síly svalů pahýlu. TTA používají strategii snižování zatížení na amputované končetině přenosem tělesné hmotnosti na nepoškozenou končetinu. Zvýšené zatěžování na amputované končetině může být podpořeno zvýšením svalové síly svalů pahýlu pomocí silového tréninku (Agrawal et al., 2011, p. 662).

2) Pohybová strategie při vstávání ze sedu do stoje

TTA rozvíjí tendenci upřednostňovat neporušenou končetinu a vyhnout se vysokému zatížení na amputované končetině při funkčních aktivitách (Gailey et al. 2008 in Agrawal et al., 2011, p. 662). Přibližně 26% nárůst v zatížení neporušené končetiny během pohybu ze sedu do stoje může být přičítán jejich atypické pohybové strategii (Agrawal et al., 2011, p. 662).

Symmetry Index v Seat-Off pro dvě podmínky (s a bez využití HKK) naznačuje možnost latentní svalové kapacity na amputované končetině u TTA. Trénink TTA přijme vhodnou strategii pohybu ze sedu do stoje, jako je vědomé rovnoměrné zatížení obou končetin, které by mohlo vést ke zvýšení symetrického rozložení hmotnosti mezi končetinami. Komplexní tréninkové programy vstávání ze sedu do stoje, které zahrnují kombinaci posílení svalů a vhodné strategie pohybu ze sedu do stoje, mohou potenciálně pomoci TTA rozvíjet biomechanicky správný přístup k výkonu činnosti (Agrawal et al., 2011, p. 662).

3) Omezení protetického chodidla a kotníku

Fyziologické chodidlo a kotník jsou nezbytné k úspěšnému provedení činnosti vstávání ze sedu do stoje u zdravých a tělesně nepoškozených jedinců (Hirschfeld et al. 1999, Yu et al. 2000 in Agrawal et al., 2011, p. 662). Většina protetických chodidel je

navržena s důrazem na symetrii chůze, s relativně malou pozorností na funkční aktivity nesouvisející s chůzí, včetně pohybů ze sedu do stoje. Omezení protetického chodidla a kotníku, jako je omezená dorzální a plantární flexe, mohou ovlivnit biomechaniku pohybu ze sedu do stoje a přispět k asymetrickému rozložení hmotnosti (Agrawal et al., 2011, p. 662).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíle práce

Cílem diplomové práce bylo zjistit, jaký má vliv TTA DK na vstávání ze sedu do stoje. Jaký je rozdíl při vstávání z nižší sedací plochy o výšce 40 cm a z vyšší sedací plochy o výšce 50 cm, dále zjistit jaký je rozdíl ve svalové aktivitě na straně amputované a neamputované DK během aktivity vstávání ze sedu do stoje. Posledním cílem bylo zjistit jaký je rozdíl mezi II. a III. fází vstávání ze sedu do stoje.

2.2 Vědecké otázky a hypotézy

První vědecká otázka se zabývala hodnotami získanými z EMG měření. Druhá vědecká otázka se zabývala výsledky získanými z posturografického měření.

2.2.1 Vědecká otázka č. 1

Jaký bude rozdíl ve svalové aktivitě během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje ze sedacích ploch o výšce 40 cm a 50 cm u TTA pacientů?

2.2.1.1 Hypotézy k vědecké otázce č. 1

H₀₁: Při II. fázi vstávání ze sedu do stoje nebude rozdíl ve svalové aktivitě při vstávání ze sedací plochy o výšce 40 cm a 50 cm.

H₀₂: Při II. fázi vstávání ze sedu do stoje ze sedací plochy o výšce 40 cm nebude rozdíl mezi svalovou aktivitou na amputované a neamputované DK.

H₀₃: Při II. fázi vstávání ze sedu do stoje ze sedací plochy o výšce 50 cm nebude rozdíl mezi svalovou aktivitou na amputované a neamputované DK.

H₀4: Nebude rozdíl mezi svalovou aktivitou během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje ze sedací plochy o výšce 40 cm.

H₀5: Nebude rozdíl mezi svalovou aktivitou během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje ze sedací plochy o výšce 50 cm.

2.2.2 Vědecká otázka č. 2

Jaká bude posturální aktivita během vstávání ze sedu do stoje ze sedací plochy o výšce 40 cm a 50 cm u TTA pacientů?

2.2.2.1 Hypotézy k vědecké otázce č. 2

H₀6: Nebude rozdíl ve *Weight Transfer (čas)* při vstávání ze sedu do stoje při výšce sedací plochy 40 cm a 50 cm.

H₀7: Nebude rozdíl v *Rising Index (síla produkovaná DKK)* při vstávání ze sedu do stoje při výšce sedací plochy 40 cm a 50 cm.

H₀8: Nebude rozdíl v *COG Sway Velocity (titubace během prvních 5 sekund)* při vstávání ze sedu do stoje při výšce sedací plochy 40 cm a 50 cm.

H₀9: Nebude rozdíl v *Left/Right Weight Symmetry (zatížení končetin prvních 5 sekund po zdvižení se)* amputované a neamputované dolní končetiny při vstávání ze sedu do stoje při výšce sedací plochy 40 cm a 50 cm.

3 METODIKA

3.1 Charakteristika vyšetřovaného souboru

Tato diplomová práce se zabývala měřením svalové aktivity svalů DKK, břicha a zad během vstávání ze sedu do stoje. Souběžně bylo prováděno posturografické vyšetření během této aktivity. Vyšetřovaný soubor tvořilo 7 probandů po TTA DK, z nichž bylo 6 mužů a 1 žena ve věku od 23 do 75 let, průměrný věk byl 54 let ($SD \pm 16$ let). Tělesná hmotnost byla v průměru 87 kg ($SD \pm 10$ kg) a tělesná výška 181 cm ($SD \pm 11$ cm). U 5 pacientů bylo příčinou amputace trauma, u pacientky bylo příčinou nádorové onemocnění a u jednoho pacienta byla vaskulární příčina. 5 pacientů mělo amputovanou pravou DK a 2 pacienti měli amputovanou levou DK. Doba od amputace byla v průměru 38 měsíců ($SD \pm 52$ měsíců), v rozmezí od 3 do 148 měsíců od amputace. Jediným kritériem pro výběr probandů byla výška amputace. Pro měření jsme potřebovali jedince po TTA, aby se mohly aplikovat elektrody na vybrané svaly DK. Z důvodu malého počtu probandů nebyla další kritéria zohledněna. Přehled parametrů týkajících se osobní anamnézy probandů je uveden v tab. 1.

Tab. 1: Přehled anamnestických údajů probandů

| | Pohlaví | Amputovaná DK | Věk | Váha | Výška | Délka bérce | BMI | Příčina amputace | Měsíce od amputace |
|---------------|------------|---------------|--------------|-----------|------------|-------------|-----------|------------------|--------------------|
| 1. | muž | pravá | 54 | 80 | 182 | 52 | 24,15 | trauma | 4 |
| 2. | žena | pravá | 53 | 87 | 160 | 47 | 33,98 | tumor | 3 |
| 3. | muž | levá | 60 | 87 | 182 | 53 | 26,26 | trauma | 13 |
| 4. | muž | pravá | 23 | 95 | 198 | 61 | 24,23 | trauma | 5 |
| 5. | muž | pravá | 75 | 89 | 187 | 58 | 25,45 | vaskulární | 148 |
| 6. | muž | pravá | 59 | 103 | 178 | 54 | 32,51 | trauma | 37 |
| 7. | muž | levá | 56 | 70 | 180 | 53 | 21,6 | trauma | 53 |
| Průměr | muž | pravá | 54,29 | 87 | 181 | 54 | 27 | trauma | 38 |
| SD | | | 15,64 | 10 | 11 | 4 | 5 | | 52 |
| Medián | | | 56 | 87 | 182 | 53 | 25,45 | | 13 |

Probandi nebyli v době měření zatíženi žádným infektem ani jiným problémem, který by mohl nepříznivě ovlivnit výsledek měření případnou změnou snímané svalové aktivity.

Měření jedinci vyplnili před začátkem měření dotazník zaměřený na osobní anamnézu týkající se amputace (viz příloha 1, s. 107).

3.2 Příprava na měření

Měření probíhalo v Kineziologické laboratoři lůžkového oddělení rehabilitace ve Fakultní nemocnici v Olomouci. Všichni jedinci byli před začátkem měření seznámeni s průběhem měření a podepsali informovaný souhlas (viz příloha 2, s. 108), který byl vyhotoven ve dvou kopiích. Jedno vyhotovení zůstalo měřenému jedinci a druhé jsme si ponechali. Pokusili jsme se zajistit, aby prostředí místnosti bylo klidné s minimalizací rušivých akustických vjemů a se stálou teplotou.

Před umístěním elektrod byla kůže očištěna abrazivní pastou, aby se zlepšilo přilepení elektrod na kůži. Následně se abrazivní pasta z povrchu kůže odstranila vlhkou žínkou a celá oblast se poté vytřela do sucha. To jsme provedli z důvodu zlepšení kontaktu elektrod na kůži a k odstranění odumřelých buněk, které způsobují vyšší impedanci kůže. Místo nalepení jednorázových povrchových elektrod bylo určeno palpací při izometrické kontrakci vybraných svalů ve střední části svalového břicha. Vzdálenost středů elektrod nepřesáhla 2 cm a uložení těchto elektrod bylo kolmé ke směru svalových vláken. Zemnicí elektroda byla umístěna na spina iliaca anterior superior levé strany. Následovala aplikace jednotlivých svodů na elektrody. Pro kontrolu správného umístění elektrod a zapojení svodů byly provedeny izolované kontrakce jednotlivých svalů a následně byly zesilovače jednotlivých svodů přilepeny páskou ke kůži, aby se eliminoval výskyt rušivých artefaktů vznikajících při pohybu kabelů v pEMG záznamu.

3.3 Průběh měření

3.3.1 EMG – technické vybavení

K měření byl použit 16-ti kanálový TeleMyo 2400 T G2 firmy Noraxon a získaná data byla zpracována v softwaru MyoResearch Master Edition 1.07. Svalová aktivita byla snímána z těchto svalů:

1. kanál: m. gluteus medius sin.
2. kanál: m. gluteus medius dx.
3. kanál: m. gluteus maximus sin.
4. kanál: m. gluteus maximus dx.
5. kanál: mm. erectores spinae sin.
6. kanál: mm. erectores spinae dx.
7. kanál: m. biceps femoris sin.
8. kanál: m. biceps femoris dx.
9. kanál: m. rectus abdominis sin.
10. kanál: m. rectus abdominis dx.
11. kanál: m. rectus femoris sin.
12. kanál: m. rectus femoris dx.
13. kanál: m. vastus medialis sin.
14. kanál: m. vastus medialis dx.
15. kanál: m. vastus lateralis sin.
16. kanál: m. vastus lateralis dx.
17. kanál: posturograf

3.3.2 Posturograf – technické vybavení

K posturografickému měření byl využit test Sit-to-Stand (dále jen STS) modulu Balance Master System dynamické počítačové posturografie NeuroCom (viz obr. 3). Balance Master System poskytuje objektivní posouzení a trénink smyslové a volní motorické kontroly rovnováhy s využitím vizuálního biofeedbacku. Systém využívá pevnou 18" x 60" dvojitou silovou desku k měření vertikálních sil vyvíjených pacientovými chodidly (dostupné z WWW: <http://resourcesonbalance.com/neurocom/products/BalanceMaster.aspx>).

Test STS kvantifikuje schopnost pacienta vstát z pozice vsedě do stoje. Klíčovým prvkem tohoto úkolu je posun COG těla vpřed, z počáteční polohy nad sedací plochou, po umístění středu nad bází opory, kterou tvoří chodidla. Následuje extenze těla do vzpřímené polohy ve stoji, při zachování centrované COG pozice. Měřené parametry jsou Weight Transfer, Rising Index, Cog Sway Velocity a Left/Right Weight Symmetry.

1. **Weight Transfer** je čas v sekundách potřebný pro volní posun COG vpřed, začíná v poloze vsedě a končí s plným zatížením na chodidlech.

2. **Rising Index** je množství síly, produkované DKK během fáze vstávání. Síla je vyjádřena jako procenta z tělesné hmotnosti jedince.

3. **Cog Sway Velocity** určuje kontrolu COG nad bází opory během fáze vstávání a po dobu 5 sekund po zdvižení se. Výchyly se udávají ve stupních za sekundu.

4. **Left/Right Weight Symmetry** určuje rozdíly v procentech tělesné hmotnosti nesené každou DK během aktivní fáze vstávání (dostupné z WWW: <http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/functionalLimitation/sts.aspx>).

Obr. 3: Test Sit to Stand modulu Balance Master System



Dostupné z: <http://resourcesonbalance.com/neurocom/products/BalanceMaster.aspx>

3.3.3 Vlastní měření

Vlastní měření bylo provedeno při těchto pohybových aktivitách: klidový sed, vstávání ze sedu ze sedací plochy o výšce 40 cm, vstávání ze sedu ze sedací plochy o výšce 50 cm. Každá z těchto činností byla v průběhu měření opakovaná třikrát (s výjimkou snímání klidových aktivit, které probíhalo po dobu 30 sekund). Celá série pohybových aktivit byla měřena ve stejném pořadí u všech probandů. Všichni probandi měli při tomto úkolu obutou pevnou obuv a nevyužívali žádné pomůcky (myšleno berle). Dva probandi využili pro vstávání oporu o HKK, protože jinak nebyli schopni tento pohyb provést.

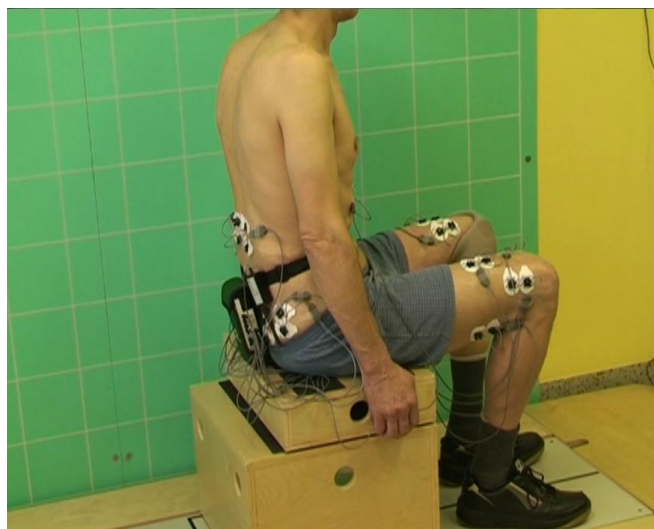
3.3.3.1 Klidový sed

Proband zaujal pozici vzpřímeného sedu bez opory zad s HKK volně podél těla. Původní záměr byl, aby proband opřel zdravou DK o dolní okraj sedací plochy a nakročil amputovanou končetinou dopředu. Z důvodu lepšího výchozího nastavení protézy na stoj. Jelikož to byla pro některé pacienty nepřírozená pozice a vstávání by se jim provádělo obtížně, nechali jsme je, aby si výchozí nastavení DKK upravili tak, jak jsou zvyklí v běžném životě. Poté byli pacienti vyzváni, aby seděli bez hnutí po dobu 30 sekund kdy byla snímána klidová aktivita.

3.3.3.2 Vstávání ze sedu z výšky 40 cm

Vyšetřovaný seděl na rovné ploše umístěné ve střední části plošiny bez opory zad s HKK volně podél těla a s umístěním DKK na silové plošině tak, aby pro něj bylo vstávání pohodlné (viz obr. 4). Před spuštěním testu bylo probandovi puštěno ukázkové video, aby věděl jak test provést. Proband byl instruován, aby seděl dokud se na obrazovce neobjeví „Go“ a zároveň byl vyzván zvukovým signálem, aby se postavil. Po zaznění zvukového a zrakového signálu se proband postavil tak rychle, jak to bylo možné a zůstal stát, dokud se měření jednotlivého testu neukončilo. To samé se opakovalo ještě dvakrát.

Obr. 4: Sed – 40 cm výška (2013)



3.3.3.3 Vstávání ze sedu z výšky 50 cm

Proband provedl podle stejných instrukcí (jako u předchozího testu) vstávání ze sedu do stoje. Rozdílnost spočívala pouze ve změně výšky sedací plochy, čímž se změnil výchozí úhel v kloubech DKK (viz obr. 5).

Obr. 5: Sed – 50 cm výška (2013)



3.4 Zpracování a vyhodnocení naměřených dat

3.4.1 Úprava EMG signálu

Ke zpracování EMG záznamu byl použit softwar MyoResearch Master Edition 1.07. Ze surového EMG signálu byly nejdříve pomocí EKG redukce odstraněny artefakty způsobené srdeční činností. Dále byl signál rektifikován a vyhlazen pomocí smoothing. K vyhlazení byl použit algoritmus RMS (Rootmean square) s okénkem 200 ms.

3.4.2 Vyhodnocení EMG signálu

K vyhodnocení byla vybrána II. a III. fáze vstávání. II. fáze začíná zmenšením opěrné báze o sedací plochu a končí dosažením maximální dorsální flexe v hlezenním kloubu. Tato fáze potom přechází ve III. fázi, která je ukončena dosažením plné extenze KOK a napřímením trupu. Byl sledován 10x zpomalený videozáznam a ve chvíli, kdy se proband přestal opírat o sedací plochu, byl vytvořen marker. Další marker byl vytvořen ve chvíli kdy došlo k maximální flexi KOK a k maximální DF v hlezenním kloubu. Poslední, třetí marker byl vytvořen ve chvíli, kdy došlo k plné extenzi v KOK. Křivka mezi těmito markery byla analyzována pomocí funkce Average activation a výsledný protokol byl exportován do Excelu. V Excelu jsme potom dopočítali aktivační hodnotu (AH) podle vzorce $AH = \text{klidová svalová aktivita} + 2 \text{ její směrodatné odchylky}$. Následně jsme podělili průměrnou hodnotu aktivity aktivační hodnotou, čímž jsme získali výsledné hodnoty pro statistické zpracování.

3.4.3 Vyhodnocení posturografických výsledků

Posturografické výsledky byly vyhodnoceny přímo po ukončení měření samotným systémem. Získané výsledky byly buď ve formě grafického zpracování, kde jsme měli přímo znázorněno zda jsou výsledky v normě nebo ne, nebo ve formě numerického zpracování, které bylo dále použito při vyhodnocování.

3.5 Statistické zpracování naměřených dat

Pro statistické zpracování byl použitý program R 2.13.0 a zbytek byl počítán v programu Microsoft Office Excel 2007.

Data pro hypotézy týkající se EMG (H_{01} - H_{05}) jsme nejdřív upravili, abychom měli zvlášť výsledky ze strany na amputované DK a zvlášť výsledky ze strany neamputované DK. Spočítali jsme zvlášť průměrné hodnoty sledovaných ukazatelů pro každý sval, pro jednotlivé fáze, výšky sedací plochy a amputované a neamputované končetiny. Kdyby měla data normální rozdělení, mohli bychom pro testování hypotéz použít párový t-test. Pomocí Shapiro-Wilkova testu jsme otestovali zda mají data normální rozdělení. Zjistili jsme, že v mnoha případech se rozdělení dat od normálního významně liší (p -hodnota $< 0,05$) a t-test by tedy fungoval jen velmi přibližně. Proto jsme použili neparametrický Wilcoxonův test, který je založený na pořadí pozorovaných hodnot a normalitu dat nepožaduje. Místo průměru zde tedy počítáme s mediánem, který je důležitou charakteristikou souboru, zvlášť, pokud nemáme normalitu.

Data pro hypotézy týkající se posturografu (H_{06} - H_{09}) jsme museli z jednotlivých měření pro každého pacienta zprůměrovat, abychom měli v jednotlivých kategoriích nezávislá data a mohli jsme korektně porovnat výsledky pro 40 cm a 50 cm. Protože data pro 40 cm a 50 cm byla měřená na stejných probandech museli jsme použít párové testy. Ve dvou případech se data na hladině spolehlivosti 5 % řídila normálním rozdělením, ale v dalších dvou případech se rozdělení od normálního významně lišilo a proto jsme použili neparametrický Wilcoxonův test.

4 VÝSLEDKY

4.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1

Znění 1. vědecké otázky: „*Jaký bude rozdíl ve svalové aktivitě během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje ze sedacích ploch o výšce 40 cm a 50 cm u TTA pacientů?*“

Vědeckou otázkou č. 1 se zabývaly hypotézy H_01 , H_02 , H_03 , H_04 , H_05 . Hodnotila se u nich svalová aktivita získaná pomocí EMG vyšetření svalů DKK, zádových a břišních svalů během II. a III. fáze vstávání ze sedu.

Pro všechny čtyři hypotézy jsme použili párový Wilcoxonův test nulové hypotézy. V tabulkách a grafech jsou uvedeny střední hodnoty (medián), které byly využity i pro párový Wilcoxonův test.

4.1.1 Výsledky k hypotéze H_01

Znění H_01 hypotézy: Při II. fázi vstávání ze sedu do stoje nebude rozdíl ve svalové aktivitě při vstávání ze sedací plochy o výšce 40 cm a 50 cm.

V první hypotéze jsme se zabývali tím, že rozdělení hodnot svalové aktivity ve II. fázi při vstávání ze 40 cm a 50 cm vysoké sedací plochy bude shodné, proti alternativě, že je jeho střední hodnota (medián) významně vyšší při vstávání z 40 cm (to bychom logicky očekávali).

Hypotézu H_01 **zamítáme** na hladině statistické významnosti $< 0,05$ pro svaly ES ($p = 0,023$) a VM ($p = 0,016$) na straně neamputované DK na hladině statistické významnosti $< 0,01$ pro RF ($p = 0,008$) a VM ($p = 0,008$) na straně amputované DK ve prospěch alternativy, že při vstávání z 40 cm je svalová aktivita významně vyšší. V ostatních případech hypotézu nezamítáme, svalová aktivita se statisticky významně nelišila.

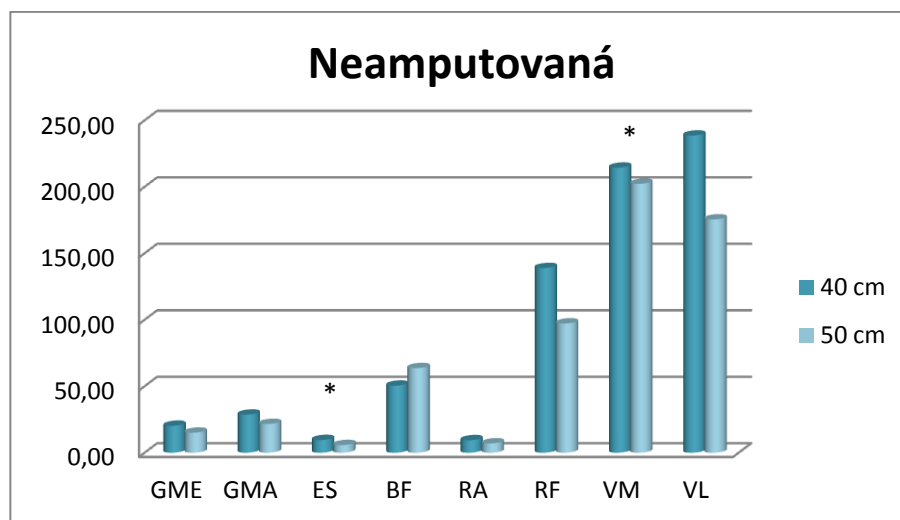
Výsledky pro první hypotézu jsou znázorněny v Tab. 2-4 a v grafu 1-2.

Tab. 2 Svalová aktivita na straně neamputované DK během II. fáze vstávání ze 40 cm a 50 cm výšky sedací plochy

| | GME | GMA | ES | BF | RA | RF | VM | VL |
|--------------|-------|-------|------|-------|------|--------|--------|--------|
| 40 cm | 20,26 | 28,65 | 9,57 | 50,45 | 9,42 | 138,91 | 214,43 | 238,59 |
| 50 cm | 15,08 | 21,63 | 5,75 | 63,64 | 7,00 | 97,22 | 202,29 | 175,49 |

Legenda: GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis

Graf 1 Svalová aktivita na straně neamputované DK během II. fáze vstávání ze 40 cm a 50 cm výšky sedací plochy



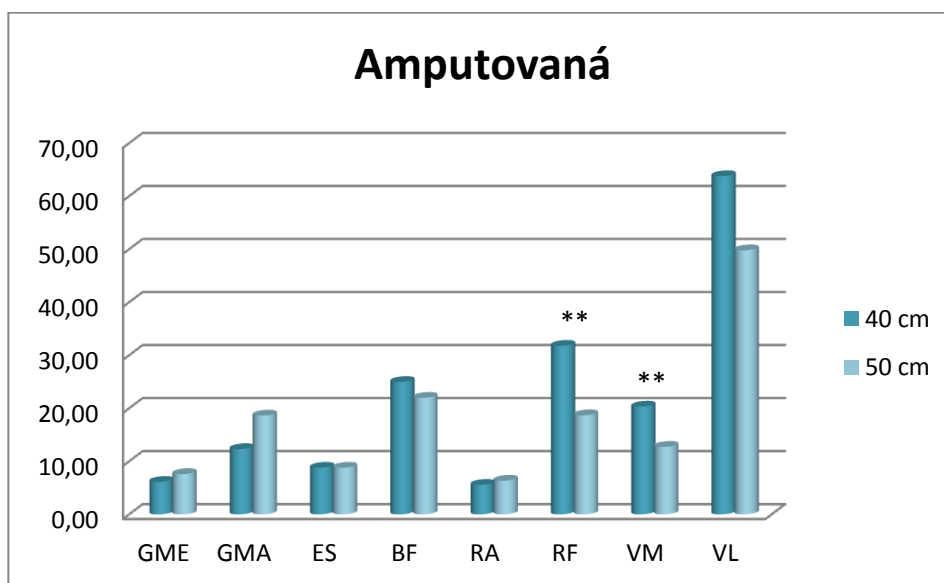
Legenda: osa x – svaly, osa y – míra svalové aktivity (%), GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis, * - $p < 0,05$

Tab. 3 Svalová aktivita na straně amputované DK během II. fáze vstávání ze 40 cm a 50 cm výšky sedací plochy

| | GME | GMA | ES | BF | RA | RF | VM | VL |
|--------------|------|-------|------|-------|------|-------|-------|-------|
| 40 cm | 6,13 | 12,31 | 8,79 | 24,98 | 5,57 | 31,79 | 20,33 | 63,78 |
| 50 cm | 7,60 | 18,63 | 8,80 | 21,98 | 6,36 | 18,70 | 12,73 | 49,80 |

Legenda: GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis

Graf 2 Svalová aktivita na straně amputované DK během II. fáze vstávání ze 40 cm a 50 cm výšky sedací plochy



Legenda: osa x – svaly, osa y – míra svalové aktivity (%), GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis, ** - $p < 0,01$

Tab. 4 Hodnoty statistické významnosti pro jednotlivé svaly během II. fáze vstávání ze 40 cm a 50 cm výšky sedací plochy

| | GME | GMA | ES | BF | RA | RF | VM | VL |
|---------------------|-------|-------|--------------|-------|-------|--------------|--------------|-------|
| Neamputovaná | 0,656 | 0,594 | 0,023 | 0,109 | 0,656 | 0,109 | 0,016 | 0,188 |
| Amputovaná | 0,945 | 0,945 | 0,469 | 0,531 | 0,148 | 0,008 | 0,008 | 0,188 |

Legenda: GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis

4.1.2 Výsledky k hypotéze H₀₂

Znění H₀₂ hypotézy: Při II. fázi vstávání ze sedu do stoje ze sedací plochy o výšce 40 cm nebude rozdíl mezi svalovou aktivitou na amputované a neamputované DK.

Druhá hypotéza řešila, zda je ve II. fázi při vstávání z 40 cm rozdělení hodnot svalové aktivity na straně amputované a neamputované DK shodné, proti alternativě, že amputovaná DK vykazuje nižší svalovou aktivitu.

Hypotézu H₀₂ **zamítáme** na hladině statistické významnosti < **0,05** pro svaly GME (**p = 0,016**), GMA (**p = 0,039**), RF (**p = 0,016**), VL (**p = 0,016**) a na hladině statistické významnosti < **0,01** pro VM (**p = 0,008**) kde je svalová aktivita na straně amputované DK statisticky významně nižší než na straně neamputované DK. Pro ostatní svaly hypotézu nezamítáme.

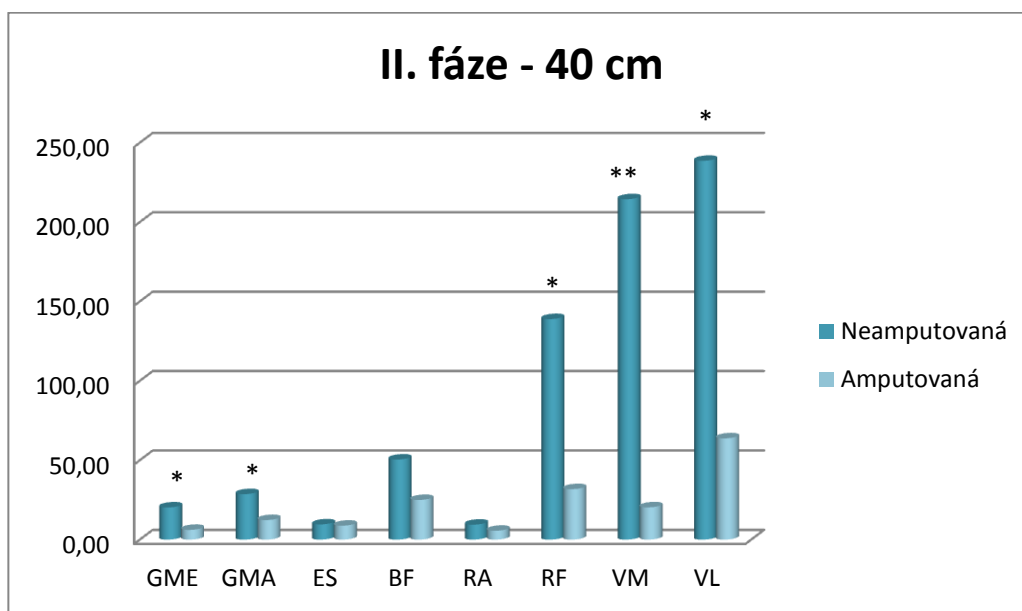
Výsledky pro druhou hypotézu jsou znázorněny v Tab. 5-6 a v grafu 3.

Tab. 5 Svalová aktivita během II. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 40 cm

| | GME | GMA | ES | BF | RA | RF | VM | VL |
|---------------------|-------|-------|------|-------|------|--------|--------|--------|
| Neamputovaná | 20,26 | 28,65 | 9,57 | 50,45 | 9,42 | 138,91 | 214,43 | 238,59 |
| Amputovaná | 6,13 | 12,31 | 8,79 | 24,98 | 5,57 | 31,79 | 20,33 | 63,78 |

Legenda: GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis

Graf 3 Svalová aktivita během II. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 40 cm



Legenda: osa x – svaly, osa y – míra svalové aktivity (%), GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis, * - $p < 0,05$, ** - $p < 0,01$

Tab. 6 Hodnoty statistické významnosti pro jednotlivé svaly během II. fáze vstávání z 40 cm výšky sedací plochy

| GME | GMA | ES | BF | RA | RF | VM | VL |
|--------------|--------------|-----------|-----------|-----------|--------------|--------------|--------------|
| 0,016 | 0,039 | 0,656 | 0,148 | 0,469 | 0,016 | 0,008 | 0,016 |

Legenda: GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis

4.1.3 Výsledky k hypotéze H₀₃

Znění H₀₃ hypotézy: Při II. fázi vstávání ze sedu do stoje ze sedací plochy o výšce 50 cm nebude rozdíl mezi svalovou aktivitou na amputované a neamputované DK.

Třetí hypotéza řešila, zda je ve II. fázi při vstávání z 50 cm rozdělení hodnot svalové aktivity na straně amputované DK a na straně neamputované DK shodné, proti alternativě, že amputovaná DK vykazuje nižší svalovou aktivitu.

Hypotézu H₀₃ **zamítáme** na hladině statistické významnosti < **0,05** pro svaly GME (**p = 0,039**), RF (**p = 0,016**), VL (**p = 0,016**) a na hladině statistické významnosti < **0,01** pro VM (**p = 0,008**) kde je aktivita na straně amputované DK statisticky významně nižší než na straně neamputované DK. Pro ostatní svaly hypotézu nezamítáme.

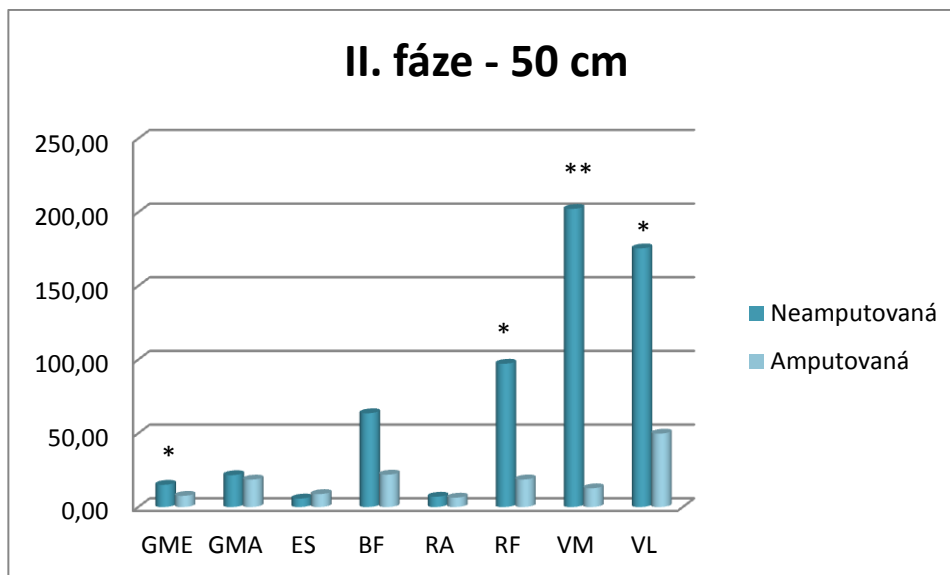
Výsledky pro třetí hypotézu jsou znázorněny v Tab. 7-8 a v grafu 4.

Tab. 7 Svalová aktivita během II. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 50 cm

| | GME | GMA | ES | BF | RA | RF | VM | VL |
|---------------------|-------|-------|------|-------|------|-------|--------|--------|
| Neamputovaná | 15,08 | 21,63 | 5,75 | 63,64 | 7,00 | 97,22 | 202,29 | 175,49 |
| Amputovaná | 7,60 | 18,63 | 8,80 | 21,98 | 6,36 | 18,70 | 12,73 | 49,80 |

Legenda: GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis

Graf 4 Svalová aktivita během II. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 50 cm



Legenda: osa x – svaly, osa y – míra svalové aktivity (%), GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis, * - $p < 0,05$, ** - $p < 0,01$

Tab. 8 Hodnoty statistické významnosti pro jednotlivé svaly během II. fáze vstávání z 50 cm výšky sedací plochy

| GME | GMA | ES | BF | RA | RF | VM | VL |
|--------------|-------|-------|-------|-------|--------------|--------------|--------------|
| 0,039 | 0,055 | 0,594 | 0,148 | 0,234 | 0,016 | 0,008 | 0,016 |

Legenda: GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis

4.1.4 Výsledky k hypotéze H₀₄

Znění H₀₄ hypotézy: Nebude rozdíl mezi svalovou aktivitou během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje ze sedací plochy o výšce 40 cm.

Čtvrtá hypotéza řeší, zda je svalová aktivita stejná během II. a III. fáze pohybu ze sedu do stoje při výšce sedací plochy 40 cm. Testujeme zvlášť stranu amputované a neamputované DK. Volíme oboustrannou alternativu, protože dopředu nevíme, jestli by měla být vyšší aktivita u II. nebo III. fáze.

Hypotézu H₀₄ **zamítáme** na hladině statistické významnosti < **0,05**, ve prospěch alternativy, že na straně neamputované DK byla vyšší svalová aktivita během II. fáze vstávání ze sedu pro svaly ES (**p = 0,016**), RF (**p = 0,016**), VM (**p = 0,016**), VL (**p = 0,047**). A ve prospěch alternativy, že na straně amputované DK byla vyšší svalová aktivita během II. fáze vstávání ze sedu pro svaly RA (**p = 0,016**) a RF (**p = 0,016**) a vyšší svalová aktivita během III. fáze vstávání ze sedu pro GME (**p = 0,031**).

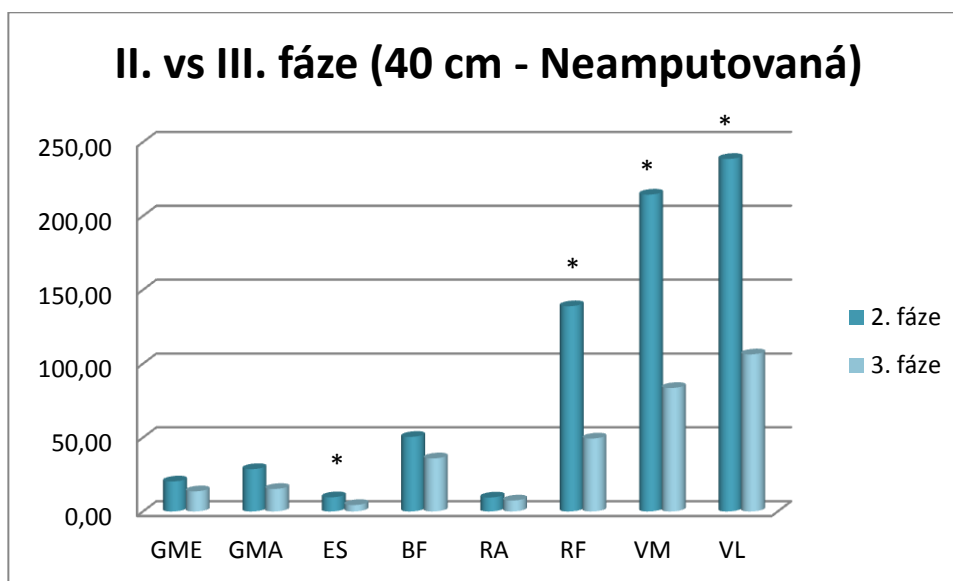
Výsledky pro čtvrtou hypotézu jsou znázorněny v Tab. 9-11 a v grafu 5-6.

Tab. 9 Svalová aktivita během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 40 cm u svalů na straně neamputované DK

| | GME | GMA | ES | BF | RA | RF | VM | VL |
|----------------|-------|-------|------|-------|------|--------|--------|--------|
| 2. fáze | 20,26 | 28,65 | 9,57 | 50,45 | 9,42 | 138,91 | 214,43 | 238,59 |
| 3. fáze | 13,60 | 15,21 | 4,33 | 35,90 | 7,39 | 49,35 | 83,56 | 106,30 |

Legenda: GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis

Graf 5 Svalová aktivita během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 40 cm u svalů na straně neamputované DK



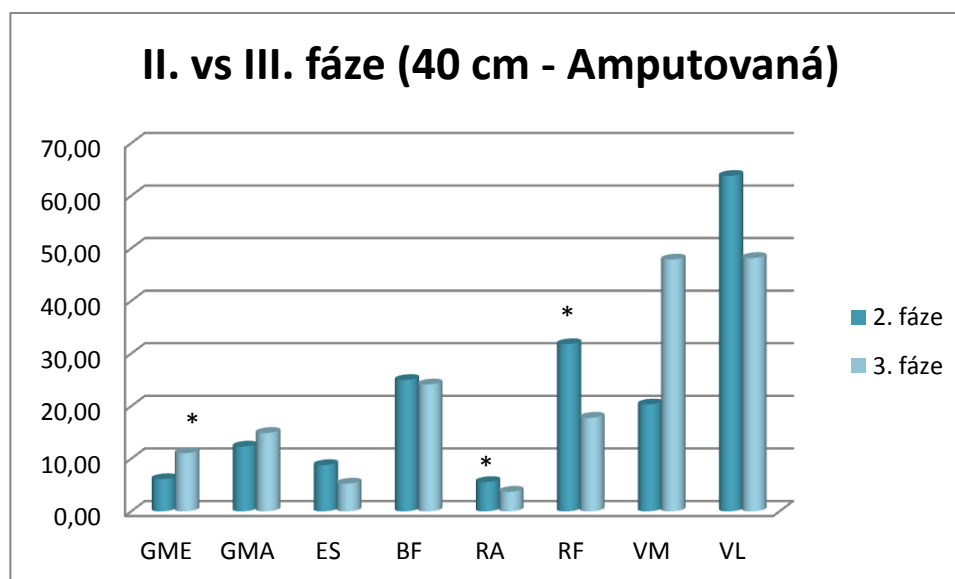
Legenda: osa x – svaly, osa y – míra svalové aktivity (%), GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis, * - $p < 0,05$

Tab. 10 Svalová aktivita během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 40 cm u svalů na straně amputované DK

| | GME | GMA | ES | BF | RA | RF | VM | VL |
|----------------|-------|-------|------|-------|------|-------|-------|-------|
| 2. fáze | 6,13 | 12,31 | 8,79 | 24,98 | 5,57 | 31,79 | 20,33 | 63,78 |
| 3. fáze | 11,07 | 14,91 | 5,28 | 24,13 | 3,73 | 17,79 | 47,88 | 48,17 |

Legenda: GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis

Graf 6 Svalová aktivita během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 40 cm u svalů na straně amputované DK



Legenda: osa x – svaly, osa y – míra svalové aktivity (%), GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis, * - $p < 0,05$

Tab. 11 Hodnoty statistické významnosti pro jednotlivé svaly během II. a III. fáze vstávání z 40 cm výšky sedací plochy

| | GME | GMA | ES | BF | RA | RF | VM | VL |
|--------------|--------------|-------|--------------|-------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| Neamputovaná | 0,469 | 0,469 | 0,016 | 0,156 | 0,688 | 0,016 | 0,016 | 0,047 |
| Amputovaná | 0,031 | 0,688 | 0,078 | 0,469 | 0,016 | 0,016 | 0,938 | 1,000 |

Legenda: GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis

4.1.5 Výsledky k hypotéze H₀₅

Znění H₀₅ hypotézy: Nebude rozdíl mezi svalovou aktivitou během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje ze sedací plochy o výšce 50 cm.

Pátá hypotéza řeší, zda je svalová aktivita stejná během II. a III. fáze pohybu ze sedu do stoje při výšce sedací plochy 50 cm. Testujeme zvlášť stranu amputované a neamputované DK. Volíme oboustrannou alternativu, protože dopředu nevíme, jestli by měla být vyšší aktivita u II. nebo III. fáze.

Hypotézu H₀₅ **zamítáme** na hladině statistické významnosti < **0,05** ve prospěch alternativy, že na straně neamputované DK byla vyšší svalová aktivita během II. fáze vstávání ze sedu pro svaly ES (**p = 0,016**), RF (**p = 0,016**), VM (**p = 0,016**), VL (**p = 0,031**). A ve prospěch alternativy, že na straně amputované DK byla vyšší svalová aktivita během II. fáze vstávání ze sedu pro svaly ES (**p = 0,016**) a RA (**p = 0,016**).

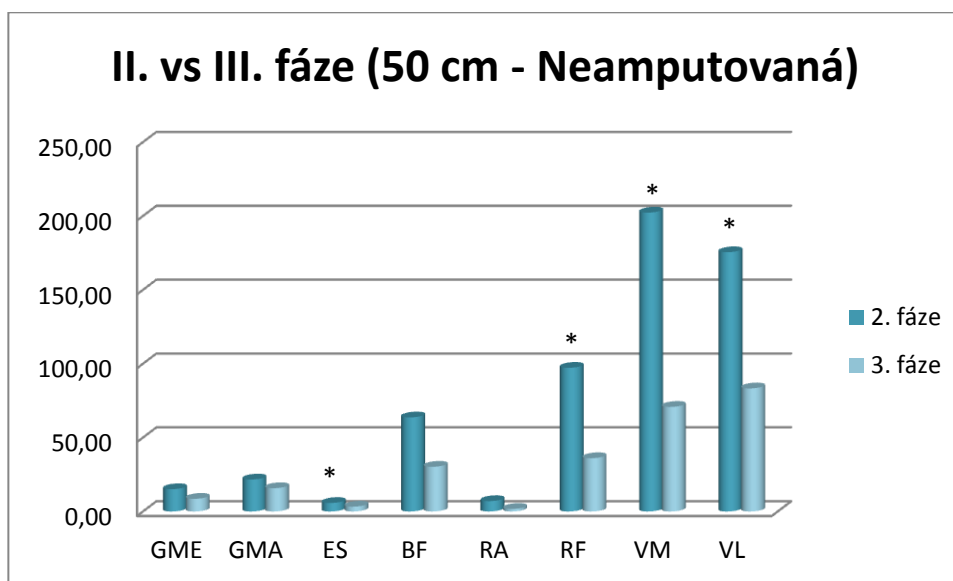
Výsledky pro pátou hypotézu jsou znázorněny v Tab. 12-14 a v grafu 7-8.

Tab. 12 Svalová aktivita během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 50 cm u svalů na straně neamputované DK

| | GME | GMA | ES | BF | RA | RF | VM | VL |
|----------------|-------|-------|------|-------|------|-------|--------|--------|
| 2. fáze | 15,08 | 21,63 | 5,75 | 63,64 | 7,00 | 97,22 | 202,29 | 175,49 |
| 3. fáze | 8,55 | 15,76 | 3,27 | 30,24 | 1,72 | 36,05 | 70,78 | 83,30 |

Legenda: GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis

Graf 7 Svalová aktivita během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 50 cm u svalů na straně neamputované DK



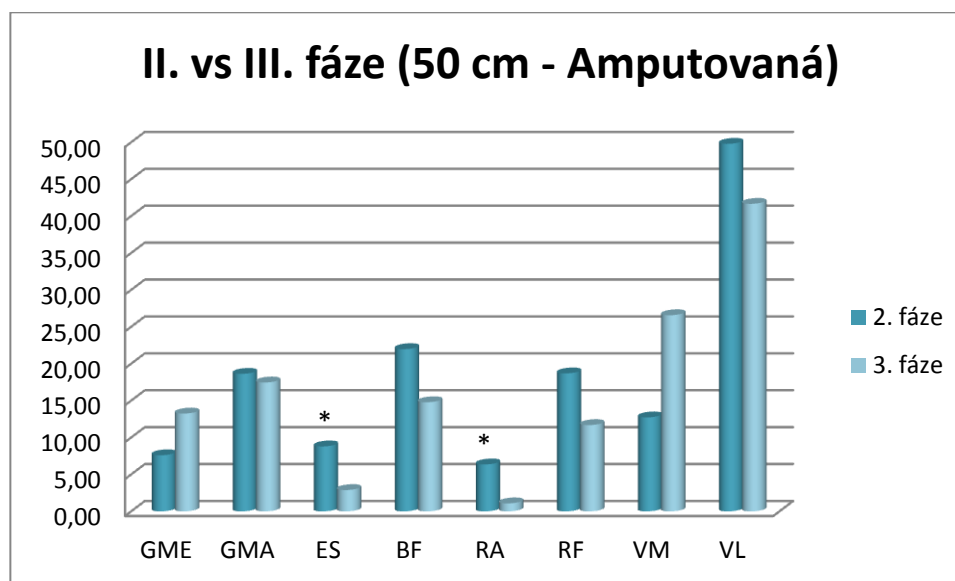
Legenda: osa x – svaly, osa y – míra svalové aktivity (%), GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis, * - $p < 0,05$

Tab. 13 Svalová aktivita během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 50 cm u svalů na straně amputované DK

| | GME | GMA | ES | BF | RA | RF | VM | VL |
|----------------|-------|-------|------|-------|------|-------|-------|-------|
| 2. fáze | 7,60 | 18,63 | 8,80 | 21,98 | 6,36 | 18,70 | 12,73 | 49,80 |
| 3. fáze | 13,25 | 17,46 | 2,89 | 14,78 | 1,08 | 11,69 | 26,58 | 41,67 |

Legenda: GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis

Graf 8 Svalová aktivita během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 50 cm u svalů na straně amputované DK



Legenda: osa x – svaly, osa y – míra svalové aktivity (%), GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis, * - $p < 0,05$

Tab. 14 Hodnoty statistické významnosti pro jednotlivé svaly během II. a III. fáze vstávání z 50 cm výšky sedací plochy

| | GME | GMA | ES | BF | RA | RF | VM | VL |
|---------------------|-------|-------|--------------|-------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| Neamputovaná | 0,469 | 0,469 | 0,016 | 0,219 | 0,297 | 0,016 | 0,016 | 0,031 |
| Amputovaná | 0,375 | 0,469 | 0,016 | 0,578 | 0,016 | 0,469 | 0,938 | 1,000 |

Legenda: GME – m. gluteus meius, GMA – m. gluteus maximus, ES – mm. erectores spinae, BF – m. biceps femoris, RA – m. rectus abdominis, RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis

4.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

Znění 2. vědecké otázky: „*Jaká bude posturální aktivita během vstávání ze sedu do stoje ze sedací plochy o výšce 40 cm a 50 cm u TTA pacientů?*“

Vědeckou otázkou č. 2 se zabývaly hypotézy H₀₆, H₀₇, H₀₈, H₀₉ a hodnotily se v nich parametry z posturografického vyšetření během vstávání z 40 cm a 50 cm výšky sedací plochy.

I pro hypotézy druhé vědecké otázky jsme použili párový Wilcoxonův test nulové hypotézy, který jsme hodnotili na hladině spolehlivosti 5% pro každý sledovaný znak. Hodnotili jsme, zda je stejné rozdělení při vstávání z 40 cm a 50 cm výšky sedací plochy. V tabulkách jsou uvedeny průměry, medián a hladina statistické významnosti (p). Pro tvorbu grafů byly použity střední hodnoty (medián), se kterými se počítalo ve statistickém zpracování, a proto byly použity i pro tvorbu grafů.

4.2.1 Výsledky k hypotéze H₀₆

Znění H₀₆ hypotézy: Nebude rozdíl ve *Weight Transfer* (čas) při vstávání ze sedu do stoje při výšce sedací plochy 40 cm a 50 cm.

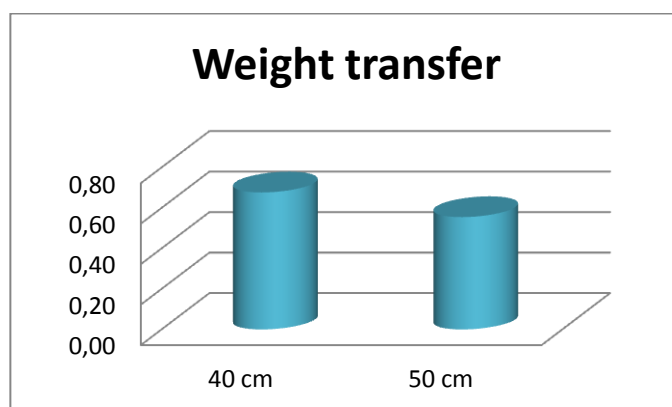
U páté hypotézy se neprojevil významný statistický rozdíl mezi mediánem *Weight Transfer* při vstávání z 40 cm a 50 cm výšky, proto tuto hypotézu **nezamítáme**. Hladina statistické významnosti byla $> 0,05$ (**p = 0,109**).

Výsledky pro šestou hypotézu jsou znázorněny v Tab. 15 a v grafu 9.

Tab. 15 Hodnoty testu *Weight Transfer* (s)

| | 40 cm | 50 cm |
|--------|-------|-------|
| Medián | 0,68 | 0,56 |
| Průměr | 1,28 | 0,61 |
| p | 0,109 | |

Graf 9 Hodnoty testu *Weight Transfer*



Legenda: osa x – výška sedací plochy, osa y – čas (s)

4.2.2 Výsledky k hypotéze H₀₇

Znění H₀₇ hypotézy: Nebude rozdíl v *Rising Index* (síla produkovaná DKK) při vstávání ze sedu do stoje při výšce sedací plochy 40 cm a 50 cm.

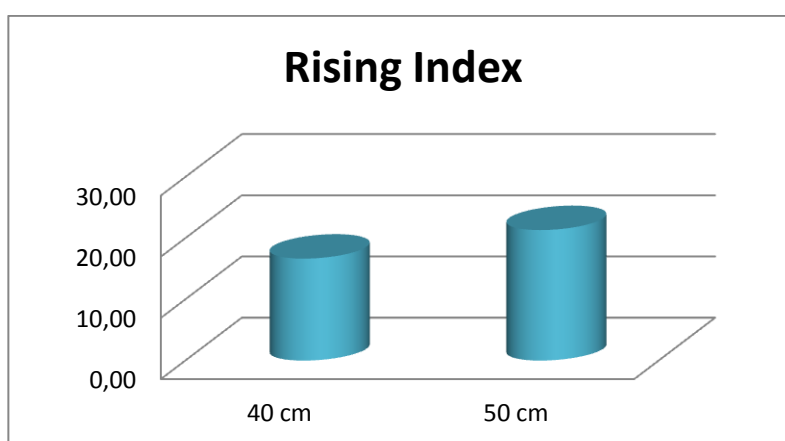
Sedmou hypotézu **zamítáme** na hladině statistické významnosti < **0,05** (**p = 0,016**) ve prospěch alternativy, že *Rising Index* bude pro 40 cm významně nižší než pro 50 cm.

Výsledky pro sedmou hypotézu jsou znázorněny v Tab. 16 a v grafu 10.

Tab. 16 Hodnoty testu *Rising Index* (% tělesné hmotnosti)

| | 40 cm | 50 cm |
|---------------|--------------|-------|
| Medián | 16,67 | 21,33 |
| Průměr | 16,61 | 21,11 |
| p | 0,016 | |

Graf 10 Hodnoty testu *Rising Index*



Legenda: osa x – výška sedací plochy, osa y – velikost síly produkované DKK (% tělesné hmotnosti)

4.2.3 Výsledky k hypotéze H₀₈

Znění H₀₈ hypotézy: Nebude rozdíl v *COG Sway Velocity* (*titubace během prvních 5 sekund*) při vstávání ze sedu do stoje při výšce sedací plochy 40 cm a 50 cm.

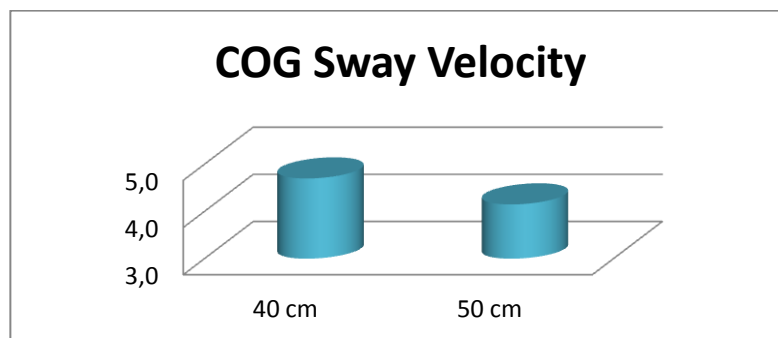
U osmé hypotézy se neprojevil významný statistický rozdíl mezi mediánem *COG Sway Velocity* při vstávání z 40 cm a 50 cm výšky, proto tuto hypotézu **nezamítáme**. Hladina statistické významnosti byla **> 0,05 (p = 0,376)**.

Výsledky pro osmou hypotézu jsou znázorněny v Tab. 17 a v grafu 11.

Tab. 17 Hodnoty testu *COG Sway Velocity* (°/s)

| | 40 cm | 50 cm |
|---------------|-------|-------|
| Medián | 4,70 | 4,15 |
| Průměr | 4,25 | 3,95 |
| p | 0,376 | |

Graf 11 Hodnoty testu *COG Sway Velocity*



Legenda: osa x – výška sedací plochy, osa y – výchylky COG (°/s)

4.2.4 Výsledky k hypotéze H₀₉

Znění H₀₉ hypotézy: Nebude rozdíl v *Left/Right Weight Symmetry* (zatížení končetin prvních 5 sekund po zdvižení se) amputované a neamputované DK při vstávání ze sedu do stoje při výšce sedací plochy 40 cm a 50 cm.

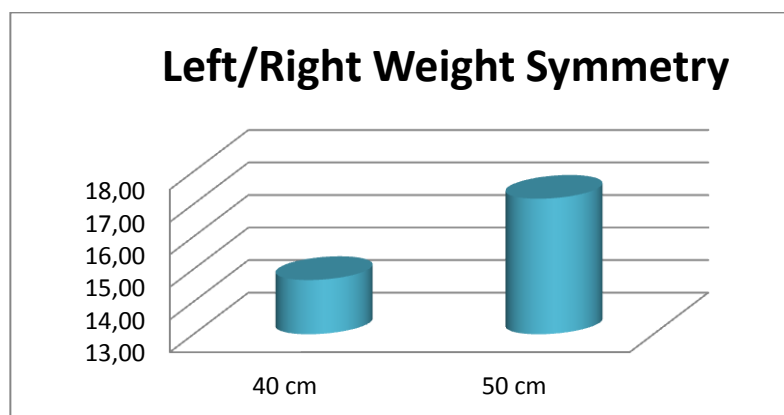
U deváté hypotézy se neprojevil významný statistický rozdíl mezi mediánem *Left/Right Weight Symmetry* (my jsme hodnotili asymetrii mezi amputovanou a neamputovanou DK) při vstávání z 40 cm a 50 cm výšky, proto tuto hypotézu **nezamítáme**. Hladina statistické významnosti byla **> 0,05 (p = 0,891)**.

Výsledky pro devátou hypotézu jsou znázorněny v Tab. 18 a v grafu 12.

Tab. 18 Hodnoty testu *Left/Right Weight Symmetry*

| | 40 cm | 50 cm |
|--------|-------|-------|
| Medián | 14,67 | 17,17 |
| Průměr | 14,22 | 22,22 |
| p | 0,891 | |

Graf 12 Hodnoty testu *Left/Right Weight Symmetry*



Legenda: osa x – výška sedací plochy, osa y – hodnota zvýšeného procentuálního zatížení na amputované DK (% tělesné hmotnosti)

5 DISKUZE

V naší diplomové práci jsme se zabývali hodnocením svalové a posturální aktivity u jedinců po TTA během pohybu vstávání ze sedu do stoje v závislosti na dvou různých výškách sedací plochy, 40 a 50 cm.

Problematikou vstávání ze sedu do stoje kompletně shrnuli Janssen et al. ve své Review (Janssen, Bussmann, Stam, 2002, pp. 866-879).

Na rozdíl od analýzy chůze není žádná obecně přijímaná metoda pro studium pohybu ze sedu do stoje (Etnyre & Thomas, 2007, p. 1651).

Vstávání ze sedu patří k jednomu z nejdůležitějších, nejčastěji prováděných a základních pohybů každodenního života (Schenkman, Riley, Pieper, 1996, pp. 153-158; Lomaglio & Eng, 2005, p. 126; Dehail et al., 2007, p. 1096; Lim & Lee, 2012, p. 623; Whitney et al., 2005, p. 1035). Během dne je tento pohyb proveden v průměru 60krát (Dall & Kerr, 2010, p. 58), u TTA jedinců přibližně 43 – 56krát (Agrawal et al., 2011, p. 657).

Pohyb ze sedu do stoje vyžaduje činnost celého těla (Burger, Kuželičky, Marinček, 2005, p. 139) a z biomechanického hlediska může být náročnější než jiné každodenní činnosti, jakými je chůze nebo chůze po schodech. STS pohyb vyžaduje větší kloubní momenty DKK, větší rozsah pohybu, koordinaci, přesnou rovnovážnou kontrolu, větší svalovou sílu proximálních svalů DKK (Hughes & Schenkman, 1996 in Burger, Kuželičky, Marinček, 2005, p. 139; Lomaglio & Eng, 2005, p. 126; Dehail et al., 2007, p. 1096; Eriksrud & Bohannon, 2003, p. 545; Talis et al., 2008, p. 425). Při vstávání ze sedu se změna postury obvykle skládá ze tří hlavních částí: flexe trupu, extenze trupu a extenze DKK (Janssen et al., 2005, p. 265).

STS pohyb je předpokladem pro vertikální lokomoci a je důležitým faktorem pro nezávislý život (Lomaglio & Eng, 2005, p. 126). Má vztah k nezávislé chůzi a chůzi po schodech. Obtíže při vstávání ze sedu mohou poukazovat na budoucí zdravotní potíže, pády, potřebu ošetřovatelské domácí péče, zvýšené využití nemocničních služeb. Tento pohyb je jednou z činností, která se používá k testování fyzických funkcí (Eriksrud & Bohannon, 2003, p. 545). Neschopnost vstát ze sedu je uznána Světovou

zdravotnickou organizací (WHO) jako handicapující stav (Eriksrud & Bohannon, 2003, p. 544).

Lidé s poruchou rovnováhy mají potíže s přechodnými pohyby, jako je pohyb ze sedu do stoje (Whitney et al., 2005, p. 1034). Studie, kterou prováděli Whitney et al., 2005, se sice zabývala poruchou rovnováhy u lidí s vestibulární poruchou, ale u jedinců po TTA také dochází k poruše rovnováhy. Zde však má vliv na poruchu rovnováhy ztráta somatosenzorických informací z DK (Kozáková et al., 2009, p. 51).

Schopnost vstávání ze sedu se zhoršuje s přibývajícím věkem, zejména u žen, u jedinců se svalovou slabostí DKK a u jedinců s různými patologiemi. Pro tyto jedince je vstávání ze sedu velmi náročné, především pokud se provádí rychle (Dehail et al., 2007, p. 1096; Lomaglio & Eng, 2005, p. 126; Gross et al., 1998, p. 175; Lim & Lee, 2012, p. 623; Hughes, Myers, Schenkman, 1996, p. 1509; Eriksrud & Bohannon, 2003, p. 545). U starších handicapovaných jedinců má na provedení STS pohybu vliv síla kolenních extenzorů (Bernardi et al, 2004, Hughes et al, 1996, Schenkman et al, 1996 in Dehail et al., 2007, pp. 1096-1103).

Lidé potřebují provést STS úkol za velmi odlišných podmínek: různý povrch, různá výška sedací plochy, různá konfigurace židle a různé pozice těla (umístění chodidel během činnosti, využití HKK) (Schenkman, Riley, Pieper, 1996, p. 153). Weiner et al., 1993, zkoumali výšky židlí v mnoha prostředích, jako jsou kuchyně, obývací pokoje, domy s pečovatelskou službou, ordinace lékařů a nemocnice. Tito autoři zjistili, že výšky židlí se obvykle pohybují v rozmezí 30,5 – 45,7 cm (Weiner et al., 1993, pp. 6-10).

Je dost studií, které hodnotí vstávání ze sedu do stoje, ale nenašli jsme žádnou, která by hodnotila přímo svalovou aktivitu a zároveň posturální reaktivitu u TTA jedinců. Nejvíce studií hodnotí vstávání ze sedu do stoje u zdravých jedinců, kde porovnávají mladé jedince se staršími, z biomechanického pohledu, podle nástupu svalové aktivity a v závislosti na různých podmínkách. Další studie jsou prováděny u pacientů s Parkinsonovou chorobou (Ramsey, Miszko, Horvat, 2004, pp. 377-384), po CMP (Lomaglio & Eng, 2005, pp. 126-131), s gonartrózou (Lim & Lee, 2012, pp. 618-626, Epifanio et al., 2008, pp. 551-561), po totálních náhradách nosných kloubů (Talis et al., 2008, pp. 424-433). Dle našeho názoru však stále není dostatečně prozkoumaný pohyb vstávání ze sedu do stoje u jedinců po TTA.

Z výše uvedených důvodů jsme se rozhodli hodnotit právě tuto aktivitu u jedinců po TTA. Zajímalo nás, zda mají nebo nemají s touto aktivitou problém, jak se projeví ztráta části DK na posturální a svalové aktivitě. Někteří z probandů sami uvedli, že jim tento pohyb dělá problém. Některým jedincům činila problém počáteční fáze pohybu, kdy měli problém s přenosem těžiště směrem dopředu a museli si pomoci HKK. Jiní pociťovali problém v průběhu celého pohybu. Byli to především pacienti, kteří byli krátce po amputaci a zatížení během vstávání ze sedu jim působilo větší tlak pahýlu do protetického lůžka, bolest pahýlu a diskomfort během pohybu. Vyskytli se i jedinci, kterým tento pohyb nečinil žádný problém.

Abychom mohli zhodnotit aktivitu svalů na straně amputované i neamputované DK, vybrali jsme k realizaci této práce pouze pacienty s TTA. Důvodem tohoto výběru byla realizace EMG měření, protože u TFA jedinců bychom neměli možnost aplikovat elektrody na námi vybrané svaly. Tím se nám experimentální skupina zúžila a měření se nakonec zúčastnilo pouze 7 jedinců. I přes malý experimentální vzorek se nám podařilo u některých výsledků prokázat statistickou významnost. Z důvodu zaměření jen na TTA jedince jsme neměli další kritéria pro výběr probandů (jako je věk, pohlaví, výška, váha, příčina amputace a doba od amputace).

5.1 Diskuze k 1. vědecké otázce

První vědecká otázka hodnotila svalovou aktivitu získanou pomocí EMG vyšetření svalů DKK, zádových a břišních svalů během II. a III. fáze vstávání ze sedu. Zajímalo nás jaký bude rozdíl ve svalové aktivitě mezi amputovanou a neamputovanou DK a také rozdíl svalové aktivity při vstávání z nižší, 40 cm výšky sedací plochy, a z vyšší, 50 cm výšky sedací plochy. Předpokládali jsme, že na amputované DK bude nižší svalová aktivita než na straně neamputované DK. Předpokládali jsme, že při vstávání z 40 cm výšky sedací plochy bude vyšší svalová aktivita v porovnání s 50 cm výškou sedací plochy.

Pro hodnocení svalové aktivity jsme si zvolili hodnocení II. a III. fáze STS pohybu. Nejdříve jsme chtěli hodnotit pouze II. fázi, protože se při ní nejvíce projeví asymetrie zatížení DKK. Toto zjištění bylo výsledkem studie, kterou prováděl Agrawal et al., 2011. Zjistili, že maximální asymetrie zatížení DKK u TTA je právě ve fázi, kdy

dochází k odlepení hýždí ze sedací plochy. Také zjistili, že není rozdíl ve vstávání s využitím HKK a ve vstávání bez využití HKK (Agrawal et al., 2011, p. 661). I z tohoto důvodu jsme dovolili dvěma pacientům vstát s využitím HKK, protože jinak by nebyli schopni tento pohyb provést. Chtěli jsme, aby bylo zachováno přirozené vstávání ze sedu tak, jak jsou jedinci v běžném životě zvyklí. Nenastavovali jsme je do přesně zvolených, umělých pozic, které by sice standardizovaly měření, ale neodpovídaly by přirozenému pohybu. Brali jsme ohled na stavbu a dobu používání protézy, čímž jsme nemohli úplně tento test standardizovat. Nakonec jsme se rozhodli i pro porovnání svalové aktivity mezi II. a III. fází pohybu, protože Schenkman et al., 1990 popisují tuto fázi jako nejdelší ze všech čtyř fází (Schenkman et al., 1990, p. 643). Přišlo nám zajímavé tyto dvě fáze porovnat a zjistit, jaký je mezi nimi rozdíl ve svalové aktivitě.

U TTA jedinců dochází k biomechanickým změnám způsobeným absencí aktivních distálních svalů, kostí a kloubů. I přes použití protézy nemají obnovený aferentní přísun informací (tj. proprioreceptory a plantární kožní receptory nacházející se v amputované části DK), jsou přítomné změny v eferentních informacích a omezené stupně volnosti DK (Viton et al., 2000, pp. 108-109, 115). Kůže pahýlu, který se stane na rozhraní kůže a objímky více citlivý na tlak, facilituje kontrolu pohybu protézy (Goldberg & Mayer, 1996 in Viton et al., 2000, p. 115). Konstrukce protézy a zejména celkový kontakt objímky by měly zlepšit aferentní tok z pahýlu a pomoci získat lepší koordinaci mezi rovnováhou a pohybem u TTA jedinců. I přes protézu nemají amputovaní jedinci obnovené stupně volnosti DK. Z tohoto důvodu jsou některé protézy navrženy tak, aby měly zvýšenou pohyblivost ve frontální rovině, v úrovni hlezenního kloubu. TTA jedinci vykazují sníženou schopnost stabilizovat COP ve frontální rovině. Z nedostatku aktivity distálních svalů bude zvýšená mobilita protézy ve frontální rovině a tím bude rovnovážné řízení ještě obtížnější (Viton et al., 2000, p. 115).

Segmenty DKK se pohybují díky mnohem většímu počtu svalů, než je z mechanických důvodů nezbytně nutné. Z tohoto důvodu mohou být silové momenty potřebné pro aktivitu produkovány různými vzory svalové aktivity. Jedná se o jev inherentní redundance (Khemlani, Carr, Crosbie, 1999, p. 243).

Posturální svaly jsou charakteristické variabilitou nástupu a amplitudy svalové aktivity při měnících se podmínkách (Friedli et al., 1984 in Goulart & Valls-Solé, 1999, p. 1638). Toto však neplatí pro svaly, které produkují hybnou sílu pro provedení hlavního pohybu (Goulart & Valls-Solé, 1999, p. 1638). M. tibialis anterior, m. soleus, břišní svaly, m. sternocleidomastoideus a m. trapezius vykazovali významnou variabilitu v nástupu latence a EMG činnosti při různých podmínkách, a proto jsou tyto svaly považovány za svaly posturální (Goulart & Valls-Solé, 1999, p. 1639).

Aktivita břišních svalů při vstávání ze sedu chybí, pokud nedochází k flexi trupu. Jejich aktivita se zvýší, pokud se posunou DKK více dopředu. V tomto případě působí břišní svaly jako hlavní agonistický sval k přenosu těžiště dopředu (Goulart & Valls-Solé, 1999, p. 1639). Kim et al., 2007, uvádí, že paraspinální a břišní svaly jsou důležité pro kontrolu postury (Oh et al., 2007 in Kim et al., 2011, pp. 596-605). Goulart a Valls-Solé uvádějí, že břišní svaly jsou využívány při posturální aktivitě, ale paraspinální svaly se spolu s hamstringy a m. quadriceps účastní na výkonu vlastního pohybu STS (Goulart & Valls-Solé, 1999, p. 1639).

Mm. erectores spinae, m. quadriceps femoris a hamstringy (ES-QUA-HMS) byly vždy aktivovány ve stejném pořadí a udržovali konstantní vztah s II. fází STS pohybu (odlepení hýždí ze sedací plochy) při různých pozicích těla. Tyto tři svaly jsou považovány za hybné síly STS pohybu. Jejich koordinovaná postupná akce přenáší tělo do vzpřímené pozice. Skutečnost, že tyto tři svaly byly aktivovány ve vzorovém pořadí bez ohledu na změny v činnosti posturálních svalů naznačuje, že vzor ES-QUA-HMS je pravděpodobně centrálně naprogramovaný. Tento motorický program je pravděpodobně proveden v případě, pokud přípravné posturální svaly zajistí vhodné umístění těžiště (Goulart & Valls-Solé, 1999, p. 1639).

M. vastus medialis a m. gluteus maximus se maximálně aktivují při extenzi KOK a extenzi trupu. M. gluteus maximus je extenzor KYK, účastní se extenze trupu a stabilizace pánve. Maximální aktivace mm. erectores spinae se může objevit dřív, než se začne extendovat trup. Svědčí to o účasti těchto svalů na zpomalení flexe trupu před tím, než dojde k extenzi trupu a na zajištění bederní stability pro posturální nastavení. Zpoždění nástupu svalové aktivity mm. erectores spinae vyvolá nadměrnou flexi trupu (Dehail et al., 2007, p. 1102; Kim et al., 2011, pp. 602-603). M. soleus je považován za posturální sval zajišťující stabilitu ve stoji (Dehail et al., 2007, p. 1102).

Skupina extensorů KOK je často považována za hlavní svaly v průběhu STS pohybu. Gross et al., 1998, uvádějí, že extenzory KYK mají zcela jistě důležitější roli než extenzory KOK, zejména ve vertikální fázi zrychlování (Gross et al., 1998, pp. 175-185). Čím větší sílu vyvinou extenzory KOK, tím méně jedinci flektují trup během vstávání ze sedu (Dehail et al., 2007, p. 1102). M. rectus femoris, který je součástí m. quadriceps femoris, je zodpovědný za flexi KYK a extenzi KOK. Během pohybu z flexe KOK do extenze se zatížení m. quadriceps femoris zvyšuje, pokud se zvyšuje flexe KOK. Během přechodu z ventrální flexe trupu (při odlepení hýždí ze sedací plochy) spadá těžiště těla do oblasti opěrné báze (Magnan et al., 1996 in Kim et al., 2011, p. 603). Při zvedání těla ze sedadla, může nadměrná flexe trupu vyvolat flekční pohyb KOK. Aby se zabránilo kolapsu KOK, je více aktivován m. quadriceps femoris (Esenyel et al., 2003 in Kim et al., 2011, p. 603). Zvýšená svalová aktivita m. rectus femoris může sloužit ke kompenzaci flexe v KOK při provádění STS úkolu (Kim et al., 2011, p. 603).

Vstávání s nohama umístěnými vpředu vyžaduje větší exkurzi tělesné hmotnosti směrem dopředu nad chodidla. Protože chodidla jsou pevně na podložce, je této větší exkurze dosaženo prodloužením extenční fáze, posunem amplitudy a rychlosti flexe v kyčli (Khemlani, Carr, Crosbie, 1999, p. 243).

V extenční fázi STS pohybu se začíná nejdříve extendovat KOK, následuje KYK a nakonec se extenduje hlezenní kloub. Posunou-li se chodidla dopředu, KYK se začne extendovat dříve a extenze hlezenního kloubu nastane podstatně později (Khemlani, Carr, Crosbie, 1999, p. 239). Přesunou-li se chodidla dozadu, nástup extenze KOK významně souvisí s nástupem aktivity dvou-kloubových svalů (m. rectus femoris a m. gastrocnemius). Umístí-li se chodidla dopředu, nástup extenze KOK souvisí s nástupem aktivity jedno-kloubových svalů (m. vastus lateralis, m. tibialis anterior a m. soleus). Podobně je tomu u extenze hlezenního kloubu. Jsou-li chodidla vzadu, nástup extenze hlezenního kloubu souvisí s nástupem aktivity m. gastrocnemius a m. soleus. Jsou-li chodidla vpředu, souvisí nástup extenze hlezenního kloubu s nástupem svalové aktivity m. vastus lateralis a m. tibialis anterior. S extenzí KYK signifikantně souvisí nástup svalové aktivity m. biceps femoris, m. gastrocnemius a m. tibialis anterior, jsou-li chodidla vpředu, tak i s m. vastus lateralis (Khemlani, Carr, Crosbie, 1999, p. 243).

Millington et al., 1992, ve své studii rozdělili STS pohyb do tří fází. I. fáze - přenos hybnosti, II. fáze – přechod, III. fáze - zdvih. Popsal také nástup svalové aktivity během těchto fází v následujícím pořadí. I. fáze: mm. erectores spinae, m. rectus femoris a m. vastus medialis. II. fáze: m. biceps femoris, m. gluteus maximus a m. rectus abdominis (Millington, Myklebust, Shambes, 1992, p. 609).

Goulart & Valls-Solé, 1999, ve své práci zjistili, že při přirozené pozici STS pohybu se nejprve aktivoval m. tibialis anterior, dále břišní svaly (časný nástup u 11 jedinců, u 9 osob pozdější nástup). Následovala aktivita m. sternocleidomastoideus kombinovaná s m. trapezius ve třífázovém vzoru agonista-antagonista-agonista pro dopředný pohyb hlavy. U některých jedinců byl m. sternocleidomastoideus koaktivován spolu s m. trapezius. Další aktivované svaly byly mm. erectores spinae, m. quadriceps femoris a hamstringy, které následovaly ve velmi konzistentním vzoru s malými rozdíly u všech jedinců. Tyto svaly byly aktivovány nejbližší okamžiku odlepení hýždí ze sedací plochy židle. M. soleus se zapojoval vždy jako poslední a měl trvale nízkou amplitudu aktivity, která zůstala stejná až do konce pohybu (Goulart & Valls-Solé, 1999, pp. 1634-1636).

Při EMG analýze provedené během STW testu, kterou provedli ve své studii Dehail et al., 2007, zjistili, že se m. tibialis anterior aktivoval jako první nebo druhý sval v 62,5% případů. Tato aktivace předchází začátku I. fáze STW (je totožná s II. fází STS) pohybu. Dalším svalem, který se také aktivoval velmi brzo, byl m. peroneus longus. Jeho aktivace byla očekávána se začátkem I. fáze. U všech ostatních svalů došlo k nástupu svalové aktivity během I. fáze. Začátek aktivace m. biceps femoris byl shodný s m. gluteus medius a m. vastus medialis. M. gluteus maximus a m. soleus byly svaly, které se nejčastěji aktivovaly jako poslední. Maximální svalová aktivita pro m. tibialis anterior a mm. erectores spinae byla zaznamenána během II. fáze STW (to odpovídá III. fázi STS pohybu). U m. gluteus medius, m. vastus medialis a m. gluteus maximus byla maximální svalová aktivita zaznamenána v průběhu III. fáze (tato fáze by se dala přirovnat ke IV., stabilizační fázi STS pohybu, avšak v případě STW už dochází i k zahájení chůze). U m. biceps femoris byla maximální svalová aktivita zaznamenána na začátku IV. fáze, u m. peroneus longus a m. soleus na konci IV. fáze, kdy se chodidla opět dotkla podlahy (Dehail et al., 2007, p. 1100).

Ve studii prováděné Khelmani et al., 1999 se při STS pohybu aktivoval jako první m. tibialis anterior. Časné aktivace tohoto svalu odráží jeho přínos jak pro stabilizaci chodidla, tak pro rotaci bérce v hlezenním kloubu směrem dopředu, která pomáhá při pohybu tělesné hmotnosti dopředu. Následoval téměř současný nástup m. rectus femoris a m. biceps femoris. M. rectus femoris přispívá k flexi KYK a včasné stabilizaci KOK před extenzí. M. biceps femoris vyvíjí sílu v KYK, která slouží ke zpomalení flexe před tím, než dojde ke změně pohybu na extenzi v KYK. M. rectus femoris měl nástup svalové aktivity až ke konci pre-extenční fáze, a proto tento dvoukloubový sval nebyl zapojen do počáteční flexe KYK. M. iliopsoas svým působením na pánev a stehna hraje důležitou roli v zahájení pohybu. Pokud je noha fixovaná na zemi je m.biceps femoris obvykle považován za flexor KOK a může sloužit k vytažení bérce v hlezenním kloubu směrem dozadu a místo akce může bránit aktivitě m.rectus femoris v KOK a flektovat tento kloub. Působí tak, aby posílil aktivitu m.rectus femoris a m. vastus lateralis a extendoval KOK. Po m. biceps femoris a m.rectus femoris byl aktivován m. vastus lateralis, jeho nástup nastal těsně před začátkem extenze KOK, což znamenalo jeho vliv na extenzi. M. gastrocnemius a m. soleus byly poslední svaly, které byly aktivovány s nástupem svalové aktivity po odlepení hýždí a stehen od podložky, oba mohli přispět k posturální stabilitě během vstávání (Khelmani, Carr, Crosbie, 1999, p. 243).

Nástup svalové aktivity dvou-kloubového m. rectus femoris a m. gastrocnemius byl spojen s nástupem extenze KOK, pokud byla chodidla vzadu. Pokud byla chodidla umístěna vpředu, byla extenze KOK spojena s jedno-kloubovými m. vastus lateralis, m. tibialis anterior a m. soleus. Jedno-kloubové svaly jsou odpovědné především za generaci síly, to může mít spojitost s tím, že více obtížná a neobvyklá poloha (chodidla vpředu) byla spojena se svalovou aktivitou jedno-kloubových svalů k produkci dostatečné síly ke zvednutí tělesné hmotnosti na větší vzdálenost (Khelmani, Carr, Crosbie, 1999, p. 244).

Nástup extenze hlezenního kloubu souvisí se zadními svaly bérce, m. gastrocnemius a m. soleus (chodidla vzadu), které pracují společně na zpomalení dopředného pohybu tělesné hmotnosti (m.soleus) a extenze KOK (především m.gastrocnemius, m.soleus přispívá k extenzi KOK posunutím bérce směrem dozadu v hlezenním kloubu). Jelikož jsou nohy pevně fixovány m.gastrocnemius může v pozdějších fázích extendovat KOK. M. tibialis anterior a m. vastus lateralis pracují

dohromady, pokud jsou chodidla vpředu. Funkční propojení mezi m. tibialis anterior a m. vastus lateralis umožní m. tibialis anterior nejen rotovat bérce v hlezenním kloubu směrem dopředu, ale také stabilizovat tibií a umožnit tím, m. vastus lateralis, aby extendoval KOK na stabilní DK (Khemlani, Carr, Crosbie, 1999, p. 244).

Při nástupu extenze KYK se aktivují podobné svaly jako při nástupu extenze KOK a hlezenního kloubu: m.biceps femoris, m.tibialis anterior a m.gastrocnemius u obou podmínek (chodidla vpředu i vzadu) a m. vastus lateralis, pokud jsou chodidla vpředu. M.tibialis anterior působí jednak na dorzální flexi v hlezenním kloubu, stabilizuje chodidlo a bérce, může mít nepřímý vliv na rotaci v KYK (Khemlani, Carr, Crosbie, 1999, p. 244).

Z výše uvedených studií nemůžeme říct jednoznačně v jakém pořadí a které svaly se maximálně aktivují v jednotlivých fázích STS pohybu, protože měřené svaly nejsou ve všech studiích stejné. Obecně však můžeme říct, že se často na začátku vstávání aktivuje m. tibialis anterior, který u jedinců s TTA částečně chybí. Nejen částečnou absencí tohoto svalu, ale i ostatních svalů bérce, může dojít ke změně pohybové strategie během STS pohybu u TTA jedinců.

5.1.1 Diskuze k hypotéze H₀1

V první hypotéze jsme porovnávali rozdíl svalové aktivity mezi 40 cm a 50 cm výškou sedací plochy během II. fáze vstávání ze sedu do stoje. Předpokládali jsme, že bude vyšší svalová aktivita při vstávání z nižší, 40 cm výšky sedací plochy. Také Smékala et al. (2005, pp. 59-60) ve své studii uvádí, že se vstávání ze sedu stává obtížnější, pokud se sníží výška sedací plochy. Nám se toto tvrzení podařilo statisticky prokázat na straně neamputované DK pouze pro m. vastus medialis a mm. erectores spinae a na straně amputované DK pro m. vastus medialis a m. rectus femoris.

Dle našeho názoru to mohlo být způsobeno tím, že m. vastus medialis a m. rectus femoris se podílí na extenzi KOK. U 40 cm výšky sedací plochy jsou KOK více ve flexi než u 50 cm výšky sedací plochy, a proto musí extenzory KOK vyvinout větší svalovou aktivitu k dosažení extenze.

5.1.2 Diskuze k hypotéze H₀₂

U druhé hypotézy jsme hodnotili, jaký bude rozdíl mezi stranou amputované DK a neamputované DK ve svalové aktivitě při vstávání z 40 cm výšky sedací plochy během II. fáze vstávání ze sedu do stoje. Předpokládali jsme, že svalová aktivita na straně amputované DK bude výrazně menší než svalová aktivita na straně neamputované DK. Statisticky se nám toto tvrzení podařilo potvrdit pro tyto svaly: m. gluteus medius, m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. vastus medialis a m. vastus lateralis. U zbylých tří svalů, m. biceps femoris, m. rectus abdominis a mm. erectores spinae, nebyl statisticky významný rozdíl.

To bylo pravděpodobně způsobeno tím, že TTA nemá tak velký vliv na svaly trupu, jako na svaly DK. U svalů na amputované DK většinou dochází ke snížení svalové aktivity. M. biceps femoris je sval, který by se v této fázi pohybu měl zapojovat, ale neukázal se nám významný statistický rozdíl mezi amputovanou a neamputovanou DK.

V druhé fázi se u zdravého jedince dle Smékala et al., 2005, aktivují nejvíce flexory kolenního kloubu a m. rectus femoris a zapojuje se i ventrální muskulatura (Smékala et al., 2005, pp. 57-58). Nám se toto tvrzení při vstávání z 40 cm výšky sedací plochy příliš potvrdit nepodařilo, protože ani m. rectus abdominis, ani m. biceps femoris nevykazovaly nejvyšší svalovou aktivitu během této fáze vstávání. Mohlo to být způsobeno menší flexí trupu u některých jedinců, která by měla vliv na sníženou aktivitu břišních svalů a následně i na m. biceps femoris. Ten se více aktivuje právě s větší flexí trupu, neboť dojde k většímu přenosu tělesné hmotnosti ventrálně a tím k větší flexi KOK.

5.1.3 Diskuze k hypotéze H₀₃

Třetí hypotéza porovnávala svalovou aktivitu během II. fáze vstávání ze sedu do stoje mezi stranou amputované a neamputované DK při vstávání z 50 cm výšky sedací plochy. Opět jsme předpokládali, že bude výrazně menší svalová aktivita na straně amputované DK. Čekali jsme ve srovnání s 40 cm výškou sedací plochy o něco menší rozdíly, neboť šlo o vstávání z vyšší sedací plochy. Naše očekávání se potvrdilo. Svalová aktivita byla nižší na straně amputované DK stejně jako u 40 cm výšky s tím

rozdílem, že při 50 cm výšce už nebyl statisticky významný rozdíl v m. gluteus maximus amputované a neamputované strany. Statisticky významný rozdíl svalové aktivity mezi stranou amputované DK a neamputované DK byl ve prospěch neamputované DK. Zde byla výrazně vyšší svalová aktivita u těchto svalů: m. gluteus medius, m. rectus femoris, m. vastus medialis a m. vastus lateralis. U ostatních svalů: m. gluteus maximus, m. biceps femoris, m. rectus abdominis a mm. erectores spinae nebyl statisticky významný rozdíl mezi svalovou aktivitou na straně amputované a neamputované DK.

Zde jsou výsledky podobné jako u předchozí hypotézy s tím rozdílem, že v této hypotéze nebyl významný rozdíl mezi svalovou aktivitou m. gluteus maximus amputované a neamputované DK. Pravděpodobně z vyšší sedací plochy nemusí m. gluteus maximus, který je extenzorem KYK, vyvinout takovou svalovou sílu, jako z nižší sedací plochy, a proto se tolik neprojeví asymetrie mezi amputovanou a neamputovanou DK.

5.1.4 Diskuze k hypotéze H₀₄

Ve čtvrté hypotéze jsme porovnávali rozdíl mezi svalovou aktivitou na straně amputované a neamputované DK během II. a III. fáze vstávání ze sedu při výšce sedací plochy 40 cm. Zajímalo nás, jaký bude rozdíl ve svalové aktivitě při II. a III. fázi. Zjišťovali jsme, které svaly se budou ve fázích zapojovat.

Na straně neamputované DK nám vyšlo, že se všechny svaly zapojují více během II. fáze vstávání ze sedu do stoje, ale statisticky významné výsledky byly jen pro tyto svaly: mm. erectores spinae, m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis.

Očekávali bychom, že u m. rectus femoris, m. vastus medialis a m. vastus lateralis bude větší svalová aktivita v III., extenční fázi, protože všechny tyto tři svaly jsou extenzory KOK. Jejich zvýšená svalová aktivita v II. fázi mohla být způsobena tím, že kompenzovaly flexi v KOK způsobenou přenosem těžiště dopředu během II. fáze STS pohybu.

Na straně amputované DK nebyl jednoznačný výsledek, který by nám ukázal, že se svaly aktivují více během II. nebo III. fáze. Některé svaly se více aktivovaly

během II. fáze, jiné během III. fáze a u některých nebyl příliš velký rozdíl mezi těmito fázemi. Statisticky významné byly výsledky pouze pro tři svaly. Během II. fáze se více aktivoval: m. rectus abdominis a m. rectus femoris a během III. fáze se více aktivoval m. gluteus medius.

Z těchto výsledků je vidět, že u amputované DK je narušená funkce jednotlivých svalů, a proto není vidět jednoznačný rozdíl mezi II. a III. fází. Zvýšená aktivita m. gluteus medius, který je laterální stabilizátor pánve, může být během III., extenční fáze STS pohybu způsobená tím, že se snaží udržet pánev tak, aby nedocházelo k laterálnímu posunu pánve. III. fáze je nejdelší, dochází při ní k překonání největší vzdálenosti, a proto se během ní mohou vyskytnout medio-laterální výchylky, které by mohly jedinci tímto svalem eliminovat.

5.1.5 Diskuze k hypotéze H₀₅

U páté hypotézy jsme porovnávali rozdíl mezi svalovou aktivitou na straně amputované a neamputované DK během II. a III. fáze vstávání ze sedu při výšce sedací plochy 50 cm. Zajímalo nás, jaký bude rozdíl ve svalové aktivitě při II. a III. fázi. Zjišťovali jsme, které svaly se budou ve fázích zapojovat. Předpokládali jsme menší rozdíly svalové aktivity mezi stranou amputované a neamputované DK, protože šlo o vstávání z vyšší sedací plochy. Dle našeho názoru by zde nemusel být takový rozdíl mezi amputovanou a neamputovanou stranou.

Na straně neamputované DK se nám opět všechny svaly více aktivovaly během II. fáze vstávání ze sedu do stoje. Statisticky významné výsledky vyšly pro tyto svaly, mm. erectores spinae, m. rectus femoris, m. vastus medialis a m. vastus lateralis, které se shodují s výsledky z předchozí hypotézy.

Tím, že se svaly aktivují více během II. fáze se nám potvrdilo, že je tato fáze náročnější, než fáze extenční.

Na straně amputované DK nebyl stejně jako v předešlém případě u 40 cm výšky jednoznačný výsledek, který by určil, zda je větší svalová aktivita během II. nebo III. fáze vstávání ze sedu. Statisticky významný výsledek byl pouze pro mm. erectores spinae a m. rectus abdominis, které se aktivovaly více během II. fáze vstávání ze sedu do stoje.

5.2 Diskuze k 2. vědecké otázce

Druhá vědecká otázka hodnotila parametry z posturografického vyšetření během vstávání z 40 cm a 50 cm výšky sedací plochy. Touto otázkou se zabývaly čtyři hypotézy a každá z nich se týkala jednoho parametru, který se dá z posturografického měření Sit to Stand testu získat.

Posturální rovnováhu mohou hodnotit subjektivně kvalifikovaní lékaři, nebo ji můžeme posoudit podle klasifikací výkonu při různých pohybech, jako je chůze, vstávání, dosahové aktivity, aktivity při kterých se jedinci ohýbají nebo otáčejí. Přestože tyto přístupy mohou být užitečné pro identifikaci výrazných deficitů v rovnováze, počítačová dynamická posturografie má zvýšenou schopnost rozpoznat i jemnější rovnovážné poruchy (Lim & Lee, 2012, p. 619).

K hodnocení posturální rovnováhy jsme si vybrali právě vstávání ze sedu. Pouhým sledováním jedinců, jak tento pohyb provádějí, byly vidět určité rozdíly. Někteří jedinci více flektovali trup a až poté se začínali zvedat. Jiní odlepili hýždě a stehna od sedací plochy s ne příliš flektovaným trupem. U každého jedince byla různě dlouhá doba jednotlivých fází. Někteří potřebovali delší čas pro začáteční fáze pohybu, jiní spíše na dokončení pohybu. Nesmíme zapomenout na to, že někteří jedinci potřebovali využít HKK k dopomoci pro provedení tohoto pohybu. Měření nám potvrdila individuálnost každého jedince. Neměli bychom proto jedince při testování nastavovat do standardizovaných, ale pro ně nepřírodných pozic.

Snížení výšky židle zvyšuje obtížnost zahájení odlepení hýždí od sedací plochy, neboť dojde ke snížení počáteční polohy těžiště vzhledem ke KOK. Jednou z možných strategií je zvýšení momentu hybnosti horní části těla v první fázi a následné zachování hybnosti (Schenkman, Riley, Pieper, 1996, pp. 154-158).

Požadavky na svalovou sílu extenzorů KOK se liší podle způsobu použití HKK, výšky židle a použité techniky vstávání. Bylo zjištěno, že výška židle je určujícím faktorem pro úspěšné vstávání osob ze židle. Využití HKK při vstávání, kdy je flexe KOK nejvyšší, sníží tuto flexi a tím i požadavek na svalovou sílu extenzorů KOK. Flekční moment KOK, tím i nároky na extenzory KOK, se zvýší se snížením výšky židle. Nároky na extenzory KOK u vyšších jedinců mohou být vyšší než u menších

jedinců, pokud vstávají ze standardní výšky židle (Eriksrud & Bohannon, 2003, p. 546). Požadovaný kloubní moment se zvýší jednotně s klesající výškou židle (Hughes, Myers, Schenkman, 1996, pp. 1509-1513).

Strategie vstávání ze židle může být zcela odlišná pro jedince s funkčním omezením. Starší pacienti s funkčním omezením mají tendenci se pohybovat pomaleji (snížení úhlové rychlosti flexe trupu v I. fázi), a proto k dosažení vzpřímeného stoje spoléhají na III., extenční fázi (Schenkman, Riley, Pieper, 1996, p. 154). Někteří starší jedinci používají techniku maximální stabilizace během STS pohybu, při které je těžiště umístěno nad bází opory. Je zahájena před vstáváním, vyžaduje větší svalovou sílu pro provedení extenze KOK než technika, která využívá hybnost (Eriksrud & Bohannon, 2003, p. 546).

Počáteční poloha chodidel je také rozhodující složkou pro snadné vstávání, protože ovlivňuje vzdálenost tělesné hmotnosti, která musí být přesunuta dopředu. Doba trvání pohybu STS byla významně delší při umístění chodidel vpředu, než při poloze chodidel vzadu (Khemlani, Carr, Crosbie, 1999, pp. 237-239).

5.2.1 Diskuze k hypotéze H₀₆

První parametr, který se hodnotil při posturografickém vyšetření byl Weight Transfer. Je to doba, za kterou se jedinec postaví. Začíná v poloze vsedě a končí plným zatížením na chodidlech. Je uváděna v sekundách.

Průměrná hodnota, za kterou se TTA jedinci v naší práci postavili z 50 cm výšky sedací plochy 0,61 s, byla o polovinu kratší než doba, za kterou se postavili z 40 cm výšky sedací plochy 1,28 s. Z důvodu malého počtu probandů se pro statistické zpracování nemohly použít hodnoty průměru, ale byly použity hodnoty pro medián. Hodnoty pro medián nevykazovaly takový rozdíl mezi 40 cm (0,68 s) a 50 cm (0,56 s) výškou sedací plochy, proto výsledek tohoto parametru nebyl statisticky významný.

Pacienti s TTA potřebují ve srovnání s neamputovanými pacienty výrazně delší čas pro vstávání pouze, když vstávají bez využití HKK (Agrawal et al., 2011, p. 656). Pro vstávání s využitím HKK je průměrná doba vstávání pro TTA 2,84 s (SD 0,34) a pro kontrolní zdravé jedince 2,6 s (SD 0,4). Pro vstávání bez pomoci HKK je průměrná doba vstávání u TTA je 3,09 s (SD 0,6) a pro kontrolní zdravé jedince je 2,5

s (SD 0,32). Při vstávání bez pomoci HKK trvalo významně delší dobu postavit se TTA než kontrolní skupině (Agrawal et al., 2011, p. 661).

Ve srovnání se zdravými jedinci, u kterých trvá vstávání ze sedu do stoje 1,6 – 1,9 s (Smékal et al., 2005, s. 60), podle Schenkmana 1,95 s (Schenkman et al., 1990, p. 643), podle Lindemanna 1,2 s (Lindemann et al., 2003, p. 468) jsou TTA jedinci v normě. Dokonce jsou oba průměrné časy (vstávání z 40 cm a 50 cm výšky sedací plochy) lepší než u zdravé populace. To může být způsobeno tím, že ve skupině probandů, které jsme měřili, byli kromě jedné ženy pouze muži. Smékal et al., 2005 uvádí, že u žen je ve srovnání s muži potřebná delší doba pro vstávání. Proto by fakt, že v naší skupině byli převážně muži, mohl mít vliv na kratší čas potřebný pro vstávání ze sedu. Na druhou stranu uvádí, že u různých patologií nervosvalového a kosterního systému, kam tedy patří i amputovaní jedinci, by měla být také delší doba potřebná pro vstávání (Smékal et al., 2005, s. 60). Toto tvrzení se nám však během našeho měření nepotvrdilo.

Schenkman et al., 1990, ve své studii také určili průměrnou dobu potřebnou na dokončení jednotlivých fází. V naší studii jsme hodnotili pouze II. a III. fázi vstávání ze sedu do stoje a při hodnocení EMG výsledků jsme zjistili průměrné doby těchto dvou fází. Naše výsledky pro II. fázi vstávání ze sedu do stoje byly pro 40 cm výšku sedací plochy 0,32 s, pro 50 cm výšku sedací plochy 0,24 s. Pro III. fázi vstávání ze sedu byly výsledky pro 40 cm výšku sedací plochy 1,18 s a pro 50 cm výšku sedací plochy 0,89 s. Ve studii provedené Schenkman et al., 1990 byla doba potřebná pro provedení II. fáze 0,33 s. To se shodovalo s námi naměřenou hodnotou u 40 cm výšky sedací plochy. Doba potřebná pro III. fázi byla v jejich studii 0,98 s. To je v naší studii něco mezi časem naměřeným u 40 cm a 50 cm výšky sedací plochy (Schenkman et al., 1990, p. 643).

Ve studii provedené Lindemannem et al., 2003, se však hodnoty od námi naměřených hodnot i od hodnot získaných ze studie provedené Schenkman et al., 1990 docela lišily, především ve III. fázi. Lindemann et al., 2003 ve III. fázi uvádí nejkratší čas ze všech fází 0,12 s (10%), zatímco Schenkman et al., 1990 uvádí tuto fázi jako nejdelší 0,98 s (54%). II. fáze trvala podle Lindemanna et al., 2003 0,45 s (37,5%), podle Schenkman et al., 1990 0,33 s (18%) (Schenkman et al., 1990, p. 643, Lindemann et al., 2003, p. 468). Námi naměřené hodnoty se v obou fázích blíží

hodnotám, které naměřili Schenkman et al., 1990. Přikláníme se proto spíše k jejich časovému rozdělení jednotlivých fází STS pohybu.

Pokud se před začátkem STS pohybu napřímí trup, dochází k nejrychlejšímu nástupu svalové aktivity, k nejrychlejšímu nástupu II. fáze a STS pohyb trvá nejkratší dobu. Jestliže bude výchozí pozice s chodidly umístěnými vpředu, dojde k nejpozdějšímu nástupu pohybu. U podmínky, kde se nejdříve flektuje trup, bude nejvíce zpožděná II. fáze a pohyb STS bude trvat nejdelší dobu (Goulart & Valls-Solé, 1999, p. 1634-1636; Gross et al., 1998, pp. 175-185).

Aby se jedinec úspěšně postavil za 1,5 s, je k tomu zapotřebí svalová síla asi 1,8 N.m/kg (Yoshioka et al., 2009, p. 4).

Pohyb, který trvá 2 – 3 s může být efektivní, protože je dostatečně rychlý. Nevyskytne se únava a dostatečně pomalu se sníží maximální kloubní momenty. Dalo by se říci, že většina lidí provede tento pohyb během 2 s nevědomě, protože jde o efektivní dobu trvání STS pohybu (Yoshioka et al., 2009, p. 4).

Ve studii, kterou prováděli Lomaglio & Eng, 2005, měřili průměrný čas STS pohybu u pacientů po CMP při dvou situacích. Při první situaci měli jedinci vstát normální rychlostí tak, jak jsou v běžném životě zvyklí. Zde jim STS pohyb trval 1,45 s. Následně se měli postavit rychlejším tempem. V tomto případě jim pohyb ze sedu do stoje trval 1,12 s (Lomaglio & Eng, 2005, pp. 126-131).

Ve studii Demirbüken et al., 2011, byla doba trvání STS pohybu u starších jedinců 2,3 s. Zvýšené časy ukazují sníženou schopnost pohybu těžiště dopředu (Demirbüken et al., 2011, pp. 86-92).

Z toho, co popsali Goulart & Valls-Solé, 1999, můžeme usuzovat, že na dobu trvání STS pohybu může mít vliv výchozí nastavení jedince. Pro snížení času potřebného pro STS pohyb je tedy vhodné zaujmout pozici s napřimeným trupem a hlavou v prodloužení páteře. Pokud však jedinec využije při začátku vstávání výraznou flexi trupu, doba potřebná pro pohyb se prodlouží (Goulart & Valls-Solé, 1999, pp. 1634-1636).

5.2.2 Diskuze k hypotéze H₀₇

Druhým parametrem, který jsme hodnotili byl Rising Index. Jde o množství síly produkované DKK během fáze vstávání. Síla je vyjádřena v procentech tělesné hmotnosti jedince.

Rising index je považován za ukazatele svalové síly extensorů DK. Při vstávající fázi musí být nohy extendovány, zatlačí směrem dolů proti povrchu a produkují dostatečně velké protisměrné síly pro zvednutí těla do stoje (Demirbüken et al., 2011, pp. 86-92).

Tento parametr nám jako jediný z posturografického měření vyšel statisticky významný, v prospěch 40 cm výšky sedací plochy. Průměrná hodnota byla významně nižší, 16,61% (medián 16,67%) tělesné hmotnosti, oproti 50 cm výšce sedací plochy, u které byla průměrná hodnota 21,11% (medián 21,33%) tělesné hmotnosti. Při tomto měření se nám příliš nezměnily hodnoty v porovnání průměru a mediánu.

Předpokládali jsme nižší hodnotu u 50 cm výšky sedací plochy, neboť z vyšší sedací plochy by měly DKK vyvinout menší sílu zejména proto, že musí překonat kratší vzdálenost, aby tělo dosáhlo vertikály, než při vstávání z nižší 40 cm výšky sedací plochy. Toto očekávání se nám nepotvrdilo. Mohlo to být způsobeno tím, že 10 cm rozdíl ve výšce sedací plochy není příliš velký.

Lim & Lee, 2012 hodnotili ve své studii posturální aktivitu během různých činností pomocí počítačové dynamické posturografie. U STS testu hodnotili Rising index, který byl 12,1% (SD 4,8%) u pacientek s osteoartritidou a 15,8% (SD 7,1%) u zdravých jedinců. To znamená, že síla produkovaná DKK během vstávání byla u pacientek s osteoartritidou menší (Lim & Lee, 2012, pp. 622-623).

Pokles GRF na začátku pohybu STS by mohl být známkou flexe v kyčli, kdy dochází k odlehčení chodidel, zatímco horní část těla je posouvána dopředu od opěradla. Poté se GRF zvyšuje až na maximum. I když se GRF zvyšuje nad tělesnou hmotnost, testovaná osoba je stále v kontaktu se sedací plochou (Lindemann et al., 2003, pp. 468-469).

Demirbüken et al., 2011 uvádějí, že rising index u starších jedinců měl nižší hodnoty než u mladé populace. Jedním z možných vysvětlení nižšího rising index skóre starší skupiny může být iniciační pozice trupu starších lidí pro začátek STS

pohybu. Starší lidé mají tendenci více flektovat trup vyšší rychlostí pro získání větší hybnosti (Demirbüken et al., 2011, pp. 86-92).

Maximální sílu primárně generuje m. quadriceps femoris, který přispívá k posunu horní části těla dopředu. Tento posun vpřed vede ke zvýšenému zatížení chodidel. Když se zvyšuje GRF nad tělesnou hmotnost, pohyb těžiště je zrychlen směrem nahoru, ale jeho poloha je snížena (Roebroek et al. 1994 in Lindemann et al., 2003, p. 468). To naznačuje izometrické a excentrické vytváření sil. Snížení těžiště je způsobeno posunem horní části těla dopředu a dolů během přípravné 1. fáze (Lindemann et al., 2003, pp. 468-469).

GRF v průběhu STS pohybu se na začátku pohybu mírně snižují. Dramaticky vzrostou v době, kdy dojde k odlepení hýždí od sedací plochy a následně dosáhnou maximální hodnoty. Poté klesnou, znovu prudce vzrostou a ustáleného stavu dosáhnou, když je STS pohyb vykonán. Jednotlivé fáze pohybu STS se zpomalí, když se zvýší zatížení (Yamada & Demura, 2007, p. 12).

Hughes et al., 1996 uvádí, že starší pacienti využívají až 97% svalové síly kolenních extenzorů při vstávání z nízké židle (Hughes, Myers, Schenkman, 1996, pp. 1509-1513).

Rozdíl v zatížení na DKK má vliv na laterální vlastnosti STS pohybu, ale ne na horizontální a vertikální vlastnosti (Yamada & Demura, 2007, p. 13).

5.2.3 Diskuze k hypotéze H₀₈

Dalším parametrem, který jsme hodnotili bylo COG Sway Velocity. Jde o výchylky těžiště nad bází opory během vstávání a 5 sekund po zdvižení se. Tato hodnota se udává ve stupních za sekundu.

Opět jsme předpokládali, že výsledky budou lepší pro 50 cm výšku sedací plochy. Z této výšky dochází k překonávání menší vzdálenosti, a proto by neměly být výchylky tak velké, jako při vstávání z nižší sedací plochy. Toto naše očekávání se potvrdilo, ale nevyšlo nám jako statisticky významné, protože hodnoty se příliš nelišily.

Titubace byly v našem měření pro 40 cm výšku sedací plochy v průměru 4,25°/s (medián 4,70°/s), pro 50 cm výšku sedací plochy 3,95°/s (medián 4,15°/s).

Protože se na statistické vyhodnocení používal medián, kde není příliš rozdíl mezi jednotlivými hodnotami, nevyšel nám tento parametr statisticky významný.

Viton et al., 2000, uvádí, že některé studie popisují zvýšené výchylky během stoje u jedinců po amputaci DKK ve srovnání s kontrolní skupinou. Tyto zvýšené výchylky mají vliv na snížení schopnosti rovnováhy. Naproti tomu jiný autor (Vittas et al., 1986 in Viton et al., 2000, p. 108) zjistil snížené výchylky během stoje u pacientů po TTA (Viton et al., 2000, p. 108).

Lim & Lee, 2012, uvádějí, že u pacientů, kteří mají poškozený KOK v důsledku osteoartritidy, je snižená propriocepce, která slouží k udržování rovnováhy (Lim & Lee, 2012, p. 624). Toto tvrzení by se dalo převést i na TTA jedince, u kterých došlo k poruše propriocepce ztrátou části DK po amputaci. Tím je narušená rovnováha a k jejímu udržení jedinci využívají drobný posun COG nad bázi opory. Ten se projeví těmito výchylkami.

Medio-laterální výchylky sloužící k vyrovnávání, mají ochranný charakter před rizikem pádu u jedinců, kteří jsou k pádům náchylnější. Proto by měly být tyto výchylky zachovány během celého pohybu, chůze i držení těla (Lim & Lee, 2012, p. 624). I z tohoto důvodu mohly být v našem měření větší výchylky při vstávání z nižší, 40 cm výšky sedací plochy. Jde o posturálně náročnější situaci, při níž musí jedinec překonat větší vzdálenost. Větší výchylky využije k udržení rovnovážné pozice a k zabránění případnému pádu. Kotníková strategie hraje hlavní roli v mediolaterální rovnováze (Winter et al, 1996 in Viton et al., 2000, p. 115). Může být snižená schopnost stabilizace polohy COP na protetické noze, která souvisí s omezenou pohyblivostí hlezenního kloubu na protetické straně a nedostatečnou aktivitou distálních svalů (Viton et al., 2000, p. 115).

Posturální kontrola během antero-posteriorního přenosu hmotnosti potřebuje větší společnou aktivaci m. quadriceps femoris a hamstringů. Tím však může zvýšit tlakové síly na KOK a následně způsobit bolest KOK (Lim & Lee, 2012, p. 624).

Demirbüken et al., 2011 uvádí, že starší jedinci v jejich studii měli zvýšenou rychlost COG výchylek během vstávání ze sedu. To ukazuje na horší balanční kontrolu (Demirbüken et al., 2011, pp. 86-92).

Posturální výchyly ve stoji byly výrazně rozdílné u pacientů s amputací traumatického původu a u pacientů s amputací cévního původu (Hermodsson et al., 1994 in Viton et al., 2000, p. 112). Bylo zjištěno, že u amputovaných ve srovnání se zdravými jedinci jsou sníženy pouze sagitální výchyly (Viton et al., 2000, p. 112).

Poloha těžiště ve stoji se ve frontální rovině nachází v blízkosti střední linie (polovina vzdálenosti mezi kotníky) u zdravých jedinců 2,4 mm (SD 0,76), u amputovaných 6,97 mm (SD 1,04), kde bylo umístěno poněkud blíže k protetické noze. Poloha těžiště v sagitální rovině byla umístěna v přední části osy hlezenního kloubu a byla poněkud více vzadu, 12,8 mm (SD 2,7), u amputovaných než u zdravých (Viton et al., 2000, p. 110).

5.2.4 Diskuze k hypotéze H₀₉

Poslední parametr, který jsme u posturografického měření hodnotili, byl Left/Right Weight Symmetry. Hodnotí rozdíl zatížení mezi pravou a levou DK během fáze vstávání. Uvádí se v procentech tělesné hmotnosti. Ideálně by mělo být neseno každou DK 50% tělesné hmotnosti, aby bylo zatížení rovnoměrné a nedocházelo k asymetriím.

My jsme však nehodnotili rozdíl zatížení mezi pravou a levou DK, ale mezi amputovanou a neamputovanou DK. Z posturografických parametrů nás tyto hodnoty zajímaly asi nejvíce ze všech.

Jak uvádí Yamada & Demura, 2004, výška sedla židle ovlivňuje zatížení DKK během vstávání ze sedu do stoje (Yamada & Demura, 2004, p. 197).

Vysoké biomechanické nároky na narušeném muskuloskeletálním systému amputované končetiny vyvolávají posun hmotnosti k neporušené končetině během fáze, kdy dochází k odlehčení sedací plochy (Agrawal et al., 2011, p. 662). Proto jsme předpokládali, že jedinci po TTA budou více zatěžovat neamputovanou DK než amputovanou DK. To se nám potvrdilo u všech měřených jedinců. Dále jsme předpokládali, že bude větší zatížení DKK při vstávání z nižší sedací plochy (40 cm). To se nám však nepotvrdilo. Mohlo to být způsobeno tím, že se jedinci při vstávání z vyšší sedací plochy spoléhali více na neamputovanou DK. Při vstávání z nižší sedací

plochy, kdy museli překonat větší vzdálenost, si hmotnost těla více rozložili na obě DKK.

Průměrné hodnoty, které ukazují zatížení DKK, byly u 40 cm výšky sedací plochy o 14,22% (medián 14,67%) tělesné hmotnosti větší na neamputované DK, u 50 cm výšky sedací plochy byla průměrná hodnota zatížení neamputované DK větší o 22,22% (medián 17,17%) tělesné hmotnosti. Z důvodu využití mediánu ke statistickému vyhodnocení nebyly výsledky u jednotlivých výšek sedací plochy příliš rozdílné, a proto nám tento parametr nevyšel statisticky významný.

V průběhu STS pohybu zvýšili TTA jedinci zatížení neamputované DK přibližně o 27%. To vede k významné asymetrii ve fázi Seat-off (odlepení hýždí ze sedací plochy) a Deceleration fázi, při které dochází ke zpomalení pohybu (Agrawal et al., 2011, p. 656). TTA jedinci měli rozporuplný vzor rozložení hmotnosti, který zahrnoval zatížení a odlehčení zdravé DK v průběhu činnosti. V Pre-Ascent a Ascent Initiation fázi prokázali rovnoměrné rozložení hmotnosti mezi oběma stranami. Mezi Ascent Initiation a Seat-Off fázi se přesunula tělesná hmotnost na zdravou DK. To způsobilo značnou asymetrii v Seat-Off - Symmetry Index, 71,4% pro vstávání s využitím HKK a 71,9% pro vstávání bez využití HKK. Symmetry Index v Seat-Off odpovídá přibližně 64% tělesné hmotnosti opory neporušené DK a 36% u amputované DK (Agrawal et al., 2011, p. 660).

TTA mají tendenci zatížit obě strany rovným dílem na začátku činnosti vstávání ze sedu do stoje, přesunout váhu na neporušenou končetinu během Seat-Off fáze a znovu rozložit váhu rovnoměrně mezi končetiny v klidném stoji. Seat-Off fáze je kritická během pohybu ze sedu do stoje a má zásadní význam pro úspěšnou realizaci činnosti. Tato fáze znamená přenos hmotnosti těla z židle na DKK, stejně jako přechod ze stabilní báze opory (židle) k poměrně nestabilní bázi opory (chodidla) (Agrawal et al., 2011, pp. 661-662).

Rozdílné zatížení na každé straně může odrážet ztrátu síly, ztrátu citlivosti nebo kloubní omezení (Demirbüken et al., 2011, p. 91).

Ve studii, kterou prováděli Lim & Lee, 2012, u starších žen s osteoartritidou KOK, zjistili, že u 17 z 26 žen (65,4% žen) trpících osteoartritidou KOK byla při Testu Sit-to-stand nižší hodnota zatížení DK na postižené DK ve srovnání se zdravou DK (Lim & Lee, 2012, p. 622). Nám se v případě TTA jedinců podařilo toto tvrzení

potvrdit u všech jedinců (100%), protože každý zatěžoval méně amputovanou DK v porovnání s neamputovanou DK.

Studie prováděná Lomagliem & Engem, 2005, zkoumala mimo jiné symetrické zatížení mezi paretickou a neparetickou DK během STS pohybu. Toto testování zkoumali za dvou podmínek. Nejdříve při normální rychlosti pohybu ze sedu do stoje a následně chtěli po jedincích, aby provedli tento pohyb rychleji. V obou případech jim v průměru vyšel stejný poměr mezi zatížením paretické a neparetické DK, 0,84 (poměr 1,00 uvádí dokonalou symetrii mezi paretickou a neparetickou DK) (Lomaglio & Eng, 2005, pp. 126-131).

Ve studii Demirbüken et al., 2011 starší lidé preferovali zatížení na pravé (dominantní) DK v 98,41%, na levé DK v 1,59%. Nadměrné zatížení bylo na jejich pravé noze (Demirbüken et al., 2011, pp. 86-91).

Pacienti po TEP KYK přednostně zatěžovali neoperovanou DK během různých úkolů. Množství asymetrie závisí na úkolu, ale nejvýraznější byla asymetrie během STS, kde rozdíl v zatěžování překročil 20% (Talis et al., 2008, p. 424).

Aktivace m. tibialis anterior, hlavního dorsálního flexoru kotníku, je nezbytná během flexe trupu v počátečních fázích pohybu STS ke stabilizaci chodidel na zemi (Lee et al. 1997 in Lomaglio & Eng, 2005, p. 129). To vysvětluje jeho význam při STS pohybu. Jelikož je tento sval u pacientů po TTA přerušen a jeho část je odstraněna, může to mít vliv na asymetrii v zatížení DKK během vstávání ze sedu do stoje. Na amputované DK nemusí dojít k dostatečné stabilizaci chodidel k zemi, a tím může vzniknout nedostatečný přenos zatížení na amputovanou DK.

V mnoha studiích se používá stejná výška židle, ale na zatížení DKK může mít vliv i rozdílná délka bérce každého jedince (Yamada & Demura, 2004, p. 197).

Cílem studie, kterou provedli Yamada & Demura, 2004 bylo prozkoumat vliv různých délek bérce na GRF a sílu DKK během STS pohybu. Zjistili, že rozdíl v těchto podmínkách zatížení a pohybových strategiích nastane, když je výška sedadla židle delší než 110% délky bérce jedince. Když hodnotíme schopnost vstát ze židle, je zapotřebí zvážit výšku sedací plochy židle vzhledem k délce bérce jedince (Yamada & Demura, 2004, pp. 197-203).

Pokud se zvýší zátěž DKK během STS pohybu, dojde ke snížení síly, pohyb se zpomalí, úhly kloubů DKK se zvětší a zvýší se nestabilita. Yamada & Demur, 2007 zkoumali ve své studii vliv čtyř různých zatížení (0%, 10%, 20%, nebo 30% tělesné hmotnosti jedince) na snížení svalové funkce DKK při STS pohybu. 30% tělesné hmotnosti bylo maximální zatížení, při kterém mohli jedinci dokončit STS pohyb (Yamada & Demura, 2007, pp. 8-15).

5.3 Východiska pro praxi

Jak jsme zjistili v naší práci, vstávání ze sedu do stoje u jedinců po TTA je pro některé jedince náročnějším úkolem než pro jiné. Potvrdilo se nám, že při vykonávání tohoto pohybu dochází k asymetrickému zatížení mezi amputovanou a neamputovanou DK a také k rozdílné svalové aktivitě na amputované a neamputované straně. Asymetrie vede k přetěžování neamputované DK, které může vést ke vzniku degenerativních změn a následně k artóze nosných kloubů neamputované DK. Následné poškození původně zdravé a neporušené DK může vést k dalším problémům s prováděním každodenních aktivit, jako je i vstávání ze sedu.

Terapie u jedinců po amputaci DK se hodně zabývá nácvikem a obnovou chůze, která je pro amputovaného jedince samozřejmě velmi důležitá. Bylo by však vhodné, kdyby se do rehabilitačního programu u těchto jedinců zařadil i nácvik vstávání ze sedu do stoje. Jak již bylo uvedeno, tento pohyb je z biomechanického hlediska náročnější než chůze nebo chůze po schodech, a proto by neměl být opomíjen. Mělo by se dbát na symetrické rozložení hmotnosti na každé DK. K tomu by se dal využít biofeedback, při kterém by jedinec viděl, kterou DK a jak zatěžuje. Snažil by se upravit zatížení tak, aby bylo symetrické.

Velký rozdíl ve svalové aktivitě mezi amputovanou a neamputovanou DK byl vidět v extenzorech KOK (m. rectus femoris, m. vastus medialis a m. vastus lateralis). Svalová aktivita byla výrazně nižší u amputované DK, proto by bylo vhodné zahrnout do terapie posílení těchto svalů a pokračovat v aktivitě i v domácím prostředí. Bylo by zajímavé zhodnotit, jak se po posílení těchto svalů změní svalová i posturální aktivita po určitém čase. To by mohlo být předmětem dalšího zkoumání. U probandů byla také nízká aktivita gluteálních svalů. To mohlo být způsobeno snížením signálu při EMG

měření, protože v této oblasti je větší tuková vrstva než u jiných svalů. Tři probandi byli také časně po amputaci, a proto mohla být aktivita těchto svalů snižena z důvodu nedostatečné aktivity během ostatních pohybů.

Z našeho měření nelze jednoznačně říct, zda je pro vstávání ze sedu lepší 40 cm nebo 50 cm výška sedací plochy. Některé hodnocené parametry vyšly lépe pro nižší sedací plochu, jiné pro vyšší sedací plochu. Raději bychom se přiklonili k 50 cm výšce sedací plochy. Je možné, že při větším množství probandů, by výsledky ukázaly větší statistickou významnost u většího počtu hodnot a přesnější určení vhodné výšky sedací plochy pro vstávání ze sedu do stoje. Bylo by vhodné v dalším testování upravit výšku sedací plochy na délku bérce, čímž by byla výchozí pozice pro každého jedince ideální. My jsme při realizaci našeho měření takovou možnost neměli, neboť jsme neměli výškově nastavitelnou židli.

Populace s poruchou produkce svalové síly DKK a s onemocněním KYK by se měli vyhnout vstávání s chodidly umístěnými vpředu. Židle by měla být navržena tak, aby chodidla byla před vstáváním umístěna pohodlně spíše vzadu než vpředu. (Khemlani, Carr, Crosbie, 1999, pp. 244-245).

5.4 Limity práce

Mezi hlavní limity práce patří malý počet probandů v této studii. Je pravděpodobné, že při větším počtu probandů by se hodnoty výsledků od námi naměřených výsledků lišili. I vzhledem k tomu, že my jsme ke statistickému vyhodnocení z důvodu malého počtu jedinců používali hodnoty mediánů místo průměrů.

Malý počet jedinců byl především z důvodu, že jsme se zaměřili pouze na TTA jedince. U jedinců s vyšší amputací by se nedalo provést EMG měření, jelikož protéza je umístěna přes svaly, které jsme měřili. Z tohoto důvodu nebyla další kritéria pro výběr probandů a vzorek nebyl tedy úplně homogenní. Naše výsledky mohl ovlivnit nestejný věk, typ amputace, doba od amputace, pohlaví, konstituce probandů.

I když jsme se snažili při měření zajistit co nejoptimálnější podmínky, je několik faktorů, které nám mohly ovlivnit měření a způsobit chyby ve výsledcích. Jak uvádí

Dehail et al., 2007 ve své studii, že signál m. gluteus maximus byl u většiny pacientů utlumen, pravděpodobně z důvodu přítomnosti tukové tkáně (Dehail et al., 2007, p. 1102). To by mohl být i náš případ. U silnějších pacientů se tento problém mohl vyskytnout i u m. rectus abdominis.

Jedno z hlavních omezení studia STS pohybu spočívá v koncovém bodu pohybu, protože jedinci jsou obvykle požádáni, aby i nadále zůstali stát po zvednutí se do stoje. Avšak v každodenním životě následuje po zdvižení se ze židle obvykle jeden nebo více kroků. Z tohoto důvodu se zdá být Sit-to-Walk (STW) test funkčně významnější než test STS (Dehail et al., 2007, p. 1097). Toto testování by mohlo být použito v dalších studiích pro větší objektivizaci měření s větším přínosem pro praxi. STW test je ještě více přizpůsoben pohybu, který každý jedinec denně provádí.

V dalších studiích by bylo vhodné používat větší a více homogenní vzorek probandů, aby se naše výsledky buď potvrdily, nebo se ukázaly rozdíly. Dále by bylo dobré zjistit výsledky při zohlednění dalších parametrů (věk, pohlaví, doba od amputace, příčina amputace a tělesná konstituce,...). To by mohlo být námětem budoucího zkoumání.

ZÁVĚR

Vstávání ze sedu je jednou z nejčastěji prováděných aktivit každodenního života, a proto je důležité, aby tento pohyb nikomu nečinil problém. U jedinců po transtibiální amputaci dochází k biomechanickým a posturálním změnám, které mohou zhoršovat provádění tohoto pohybu.

Na vstávání ze sedu do stoje má vliv mnoho faktorů, mezi které patří výška židle, pozice dolních končetin, nastavení trupu, využití horních končetin při pohybu a v neposlední řadě i povrch židle nebo její tvar.

V naší práci jsme se rozhodli hodnotit právě vliv výšky židle na svalovou a posturální aktivitu během pohybu ze sedu do stoje u transtibiálně amputovaných jedinců. K testování jsme využili posturografický test Sit to Stand v kombinaci s elektromyografickým měřením při vstávání ze sedací plochy 40 cm a 50 cm výšky.

Z elektromyografického vyšetření bylo vidět, že svalová aktivita na amputované dolní končetině je v porovnání s neamputovanou dolní končetinou výrazně snižena především u extenzorů kolenního kloubu. Při posturografickém vyšetření nás nejvíce zajímala asymetrie mezi zatěžováním amputované a neamputované DK. Zatížení bylo sice větší na neamputované dolní končetině, ale tento výsledek se nám nepodařilo statisticky prokázat. Jediný statisticky významný výsledek u posturografického měření byl v Rising Index.

Nelze jednoznačně říct, která výška židle by byla pro transtibiálně amputované jedince výhodnější. Některé výsledky byly lepší pro nižší sedací plochu, jiné pro vyšší sedací plochy. Výhodné by bylo použití individuálně upravené výšky židle na délku bérce každého jedince.

Vliv častého asymetrického zatěžování u transtibiálně amputovaných jedinců může vést k vzniku degenerativních změn, které mohou po určité době působit problémy s prováděním běžných aktivit, mezi které patří i vstávání ze sedu. Bylo by vhodné zařadit nácvik správného stereotypu vstávání do rehabilitačního programu transtibiálně amputovaných jedinců.

REFERENČNÍ SEZNAM

AGRAWAL, Vibhor, GAILEY, Robert, GAUNAURD, Ignacio, GAILEY III, Robert, O'TOOLE, Christopher. 2011. Weight distribution symmetry during the sit-to-stand movement of unilateral transtibial amputees. *Ergonomics* [online]. 2011, vol. 54, no.7, pp. 656-664. [cit. 9. 10. 2012]. ISSN 1366-5847. Dostupné z: http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00140139.2011.586060?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori:rid:crossref.org&rfr_dat=cr_pub%3dpubmed

ASHFORD, Stephen, DE SOUZA Lorraine. 2000. A comparison of the timing of muscle activity during sitting down compared to standing up. *Physiotherapy Research International* [online]. 2000, vol. 5, no. 2, pp. 111-128. [cit. 12. 11. 2012]. ISSN 1471-2865. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10863717>

BURGER, Helena, KUŽELIČKI, Jernej, MARINČEK, Črt. 2005. Transition from sitting to standing after trans-femoral amputation. *Prosthetics and Orthotics International* [online]. 2005, vol. 29, no. 2, pp. 139 – 151. [cit. 9. 2. 2012]. ISSN 1746-1553. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16281723>

DALL, Philippa M., KERR, Andrew. 2010. Frequency of the sit to stand task: An observational study of free-living adults. *Applied Ergonomics* [online]. 2010, vol. 41, no. 1, pp. 58–61. [cit. 4. 10. 2012]. ISSN 0003-6870. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S000368700900057X>

DEHAIL, P., BESTAVEN, E., MULLER, F., MALLET, A., ROBERT, B., BOURDEL-MARCHASSON, I., PETIT, J. 2007. Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a “Sit-to-Walk” task in elderly subjects: Role of strength. *Clinical Biomechanics* [online]. 2007, vol. 22, no. 10, pp. 1096-1103. [cit. 6. 11. 2012]. ISSN 0268-0033. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003307001489>

DEMİR BÜKEN, İlçın, ALGUN, Candan, TEKİN, Nil, İLÇİN, Nursen. 2011. Investigation of motor strategies of sit to stand activity in elderly population. *Fizyoterapi Rehabilitasyon* [online]. 2011, vol. 22, no. 2, pp. 86-92. [cit. 4. 3. 2013]. ISSN 1300-8757. Dostupné z: <http://www.fizyoterapierehabilitasyon.org/uploads/dergi/470.pdf>

ENGSBERG, Jack R., SPROUSE, S. Wayne, UHRICH, Mary L., ZIEGLER, Barbara R., LUITJOHAN, F. Daniel. 2008. Comparison of Rectified and Unrectified Sockets for Transtibial Amputees. *Journal of Prosthetics & Orthotics* [online]. 2008, vol. 18, no. 1, pp. 1-17. [cit. 4. 2. 2013]. ISSN 1040-8800. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2529461/>

EPIFANIO, Irene, ÁVILA, Carolina, PAGE, Álvaro, ATIENZA, Carlos. 2008. Analysis of multiple waveforms by means of functional principal component analysis: normal versus pathological patterns in sit-to-stand movement. *Medical & biological engineering & computing* [online]. 2008, vol. 46, no. 6, pp. 551–561. [cit. 6. 3. 2013]. ISSN 0140-0118. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs11517-008-0339-6>

ERIKSRUD, Ola, BOHANNON, Richard W. 2003. Relationship of Knee Extension Force to Independence in Sit-to-Stand Performance in Patients Receiving Acute Rehabilitation. *Physical Therapy* [online]. 2003, vol. 83, no. 6, pp. 544-551. [cit. 28. 1. 2013]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/83/6/544.long>

ETNYRE, Bruce, THOMAS, David Q. 2007. Event Standardization of Sit-to-Stand Movements. *Physical Therapy* [online]. 2007, vol. 87, no. 12, pp. 1651-1666. [cit. 27. 1. 2012]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17940102>

FODOR, Lucian, SOBEC, Raluca, SITA-ALB, Laura, FODOR, Marius, CIUCE, Constantin. 2012. Mangled lower extremity: can we trust the amputation scores? *International Journal of Burns and Trauma* [online]. 2012, vol. 2, no. 1, pp. 51-58. [cit. 20. 10. 2012]. ISSN 2160-2026. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3415969/>

GALLI, Manuela, CIMOLIN, Veronica, CRIVELLINI, Marcelo, CAMPANINI, Isabella. 2008. Quantitative analysis of sit to stand movement: Experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. *Gait & Posture* [online]. 2008, vol. 28, no. 1, pp. 80-85. [cit. 14. 8. 2012]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636207002585>

GOULART, Fátima Rodrigues-de-Paula, VALLS-SOLÉ, Josep. 1999. Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clinical Neurophysiology* [online]. 1999, vol. 110, no. 9, pp. 1634-1640. [cit. 12. 11. 2012]. ISSN 1388-2457. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1388245799001091>

GROSS, M.M., STEVENSON, P.J., CHARETTE, S.L., PYKA, G., MARCUS, R. 1998. Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. *Gait & Posture* [online]. 1998, vol. 8, no. 3, pp. 175–185. [cit. 12. 2. 2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636298000332>

HIGHSMITH, M. Jason, KAHLE, Jason T., CAREY, Stephanie L., LURA, Derek J., DUBEY, Rajiv V., CSAVINA, Kristine R., QUILLEN, William S. 2011. Kinetic asymmetry in transfemoral amputees while performing sit to stand and stand to sit movements. *Gait & Posture* [online]. 2011, vol. 34, no. 1, pp. 86-91. [cit. 29. 1. 2012]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21524913>

HOWARD, Charla, WALLACE, Chris, STOKIC, Dobrivoje S. 2012. Lower limb preference on goal-oriented tasks in unilateral prosthesis users. *Gait & Posture* [online]. 2012, vol. 36, no. 2, pp. 249–253. [cit. 2. 10. 2012]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663621200077X>

HUGHES, Michael A., MYERS, Barry S., SCHENKMAN, Margaret L. 1996. The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *Journal of Biomechanics* [online]. 1996, vol. 29, no. 12, pp. 1509-1513. [cit. 5. 11. 2012]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929096800017>

ISAKOV, Eli, BURGER, Helena, KRAJNIK, Janez, GREGORIC, Milan, MARINCEK, Crt. 2001. Knee muscle activity during ambulation of trans-tibial amputees. *Journal of rehabilitation medicine* [online]. 2001, vol. 33, no. 5, pp. 196-199. [cit. 21. 1. 2013]. ISSN 1651-2081. Dostupné z: <http://ehis.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=5c967200-19b3-4091-8592-feb80d592d00%40sessionmgr14&vid=1&hid=5>

JANSSEN, Wim GM, BUSSMANN, Hans BJ, STAM, Henk J. 2002. Determinants of the Sit-to-Stand Movement: A Review. *Physical Therapy* [online]. 2002, vol. 82, no. 9, pp. 866-879. [cit. 25. 1. 2012]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12201801>

JANSSEN, W. G. M., BUSSMANN, J.B.J., HOREMANS, H.L.D., STAM, H.J. 2005. Analysis and decomposition of accelerometric signals of trunk and thigh obtained during the sit-to-stand movement. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 2005, vol. 43, no. 2, pp. 265-272. [cit. 9. 3. 2013]. ISSN 0140-0118. Dostupné z: <http://ehis.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=9ad7cfdd-cf83-4014-9d11-eaf3b5fc3370%40sessionmgr111&vid=1&hid=107>

KHEMLANI, M.M., CARR, J.H., CROSBIE, W.J. 1999. Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clinical Biomechanics* [online]. 1999, vol. 14, no. 4, pp. 236-246. [cit. 19. 4. 2013]. ISSN 1879-1271. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003398000722>

KIM, Min H., YI, Chung H., YOO, Won G., CHOI, Bo R. 2011. EMG and kinematics analysis of the trunk and lower extremity during the sit-to-stand task while wearing shoes with different heel heights in healthy young women. *Human Movement Science* [online]. 2011, vol. 30, no. 3, pp. 596–605. [cit. 11. 4. 2013]. ISSN 1872-7646. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S016794571000151X>

KOLÁŘOVÁ, Barbora, JANURA, Miroslav, KROBOT, Alois. 2011. Posturografická evaluace funkční adaptability po amputaci dolní končetiny. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2011, č. 2, ss. 97-104. ISSN 1803-6597

KOZÁKOVÁ, Dagmar, JANURA, Miroslav, ROSICKÝ, Jiří. 2009. Problematika pooperačního pahýlu u pacientů s transtibiální amputací pohledem fyzioterapeuta, biomechanika a protetika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2009, č. 3, ss. 102-108. ISSN 1803-6597

KOZÁKOVÁ, Dagmar, SVOBODA, Zdeněk, JANURA, Miroslav, ELFMARK, Milan, NEDVĚDOVÁ, Ilona. 2009. Assessment of postural stability in patients with a transtibial amputation with various times of prosthesis use. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica* [online]. 2009, vol. 39, no. 3, pp. 51-59. [cit. 2. 10. 2012]. ISSN 1212-1185. Dostupné z: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=3&hid=7&sid=ac4288fa-29a4-474a-a07e-f9e78d56c982%40sessionmgr13>

KUBEŠ, Radovan. 2005. Amputace. In DUNGL, Pavel et al. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005. s. 165-176. ISBN 80-247-0550-8.

LAING, Sheridan, LEE, Peter VS, GOH, James CH. 2011. Engineering a Trans-Tibial Prosthetic Socket for the Lower Limb Amputee. *Engineering A Prosthetic Socket* [online]. 2011, vol. 40, no. 5, pp. 252-259. [cit. 20. 10. 2012]. ISSN /. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Engineering%20a%20Trans-Tibial%20Prosthetic%20Socket%20for%20the%20Lower%20Limb%20Amputee>

LIM, Kil-Byung, LEE, Hong-Jae. Computerized Posturographic Measurement in Elderly Women with Unilateral Knee Osteoarthritis. *Annals of rehabilitation medicine* [online]. 2012, vol. 36, no. 5, pp. 618-626. [cit. 8. 1. 2013]. ISSN 2234-0653. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23185725>

LINDEMANN, Ulrich, CLAUS, Holger, STUBER, Michael, AUGAT, Peter, MUCHE, Rainer, NIKOLAUS, Thorsten, BECKER, Clemens. 2003. Measuring power during the sit-to-stand transfer. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 2003, vol. 89, no. 5, pp. 466-470. [cit. 3. 2. 2013]. ISSN 1439-6319. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/73350092?accountid=16730>

LOMAGLIO, Melanie J., ENG, Janice J. 2005. Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait & Posture* [online]. 2005, vol. 22, no. 2, pp. 126–131. [cit. 5. 10. 2012]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16139747>

MILLINGTON, PJ., MYKLEBUST, BM., SHAMBES, GM. 1992. Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 1992, vol. 73, no. 7, pp. 609-617. [cit. 6. 4. 2013]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1622314>

NIELSEN, Caroline C. 1991. A Survey of Amputees: Functional Level and Life Satisfaction, Information Needs, and the Prosthetist's Role. *Journal of Prosthetics &*

Orthotics [online]. 1991, vol. 3, no. 3, pp. 125-129. [cit. 12. 9. 2012]. ISSN 1040-8800. Dostupné z: http://www.oandp.org/jpo/library/1991_03_125.asp

PEJŠKOVÁ, Ivana, MAREČEK, Aleš. 2010. Rehabilitační a protetická péče o pacienty - diabetiky po amputaci končetiny. *Medicina Pro Praxi* [online]. 2010, roč. 7, č. 5, ss. 216–220. [cit. 3. 2. 2012]. ISSN 1803-5310. Dostupné z: http://www.medicinapropraxi.cz/artkey/med-201005-0003_Rehabilitacni_a_proteticka_pece_o_pacienty_8211_diabetiky_po_amputaci_koncetiny.php

PÉRENNOU, D., BÉNAIM, C. ROUGET, E., ROUSSEAUX, M., BLARD, JM., PÉLISSIER, J. 1999. Postural balance following stroke: towards a disadvantage of the right brain-damaged hemisphere. *Revue neurologique* [online]. 1999, vol. 155, no. 4, pp. 281-290. [cit. 4. 4. 2013]. ISSN 0035-3787. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10367325>

RAMSEY, Vincent K., MISZKO, Tanya A., HORVAT, Mike. 2004. Muscle activation and force production in Parkinson's patients during sit to stand transfers. *Clinical Biomechanics* [online]. 2004, vol. 19, no. 4, pp. 377–384. . [cit. 16. 1. 2013]. ISSN 0268-0033. Dostupné z: <http://www.clinbiomech.com/article/S0268-0033%2803%2900198-0/abstract>

SCHENKMAN, Margaret, BERGER, Richard A, RILEY, Patrick O, MANN, Robert W, HODGE, W Andrew. 1990. Whole-Body Movements During Rising to Standing from Sitting. *Physical Therapy* [online]. 1990, vol. 70, no. 10, pp. 638-651. [cit. 5. 9. 2012]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/70/10/638.long>

SCHENKMAN, Margaret, RILEY, Patrick O., PIEPER, Carl. 1996. Sit to stand from progressively lower seat heights — alterations in angular velocity. *Clinical Biomechanics* [online]. 1996, vol. 11, no. 3, pp. 153-158. [cit. 19. 3. 2013]. ISSN:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0268003395000607>

SMÉKAL, David. et al. 2005. Stereotyp vstávání ze sedu v klinické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005, č. 2, ss. 55-61. ISSN 1803-6597

TALIS, V.L., GRISHIN, A.A., SOLOPOVA, I.A., OSKANYAN, T.L., BELENKY, V.E., IVANENKO, Y.P. 2008. Asymmetric leg loading during sit-to-stand, walking and quiet standing in patients after unilateral total hip replacement surgery. *Clinical biomechanics* [online]. 2008, vol. 23, no. 4, pp. 424-433. [cit. 12. 4. 2013]. ISSN 1879-1271. Dostupné z: <http://www.iitp.ru/upload/publications/776/ClinBiomech2008.pdf>

TAYLOR, Benjamin C, POKA, Attila. 2011. Osteomyoplastic transtibial amputation: technique and tips. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* [online]. 2011, vol. 6, no. 13, pp. 1-4. [cit. 8. 9. 2012]. ISSN 1749-799X. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3060134/>

UUSTAL, Heikki, BAERGA, Edgardo. 2004. Prosthetics and Orthotics. In CUCCURULLO, Sara. *Physical Medicine and Rehabilitation Board Review*. New York: Demos Medical Publishing, 2004. pp. 409-487. ISBN: 1-888799-45-5.

VITON, J.M., MOUCHNINO, L., MILLE, M.L., CINCERA, M., DELARQUE, A., PEDOTTI, A., BARDOT, A., MASSION, J. 2000. Equilibrium and movement control strategies in trans-tibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International* [online]. 2000, vol. 24, no. 2, pp. 108-116. [cit. 6. 5. 2012]. ISSN 1746-1553. Dostupné z: <http://poi.sagepub.com/content/24/2/108.long>

VRABLICOVÁ, M., BIDRMANOVÁ, H., ČERVENÝ, J., DANIELOVÁ, B., HANUŠOVÁ, Š. 2008. Komplexní rehabilitační péče u pacientů po amputaci dolní končetiny. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2008, č. 3, ss. 105-113. ISSN 1803-6597.

WEINER, D. K., LONG, R., HUGHES, M. A., CHANDLER, J., STUDENSKI, S. 1993. When older adults face the chair-rise challenge. A study of chair height availability and height-modified chair-rise performance in the elderly. *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 1993, vol. 41, no. 1, pp. 6-10. [cit. 9. 8. 2012]. ISSN 1532-5415. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8418126>

WHITNEY, Susan L., WRISLEY, Diane M., MARCHETTI, Gregory F., GEE, Michael A., REDFERN, Mark S., FURMAN, Joseph M. 2005. Clinical Measurement of Sit-to-Stand Performance in People With Balance Disorders: Validity of Data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test. *Physical Therapy* [online]. 2005, vol. 85, no. 10, pp. 1034-1045. [cit. 17. 11. 2012]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/85/10/1034.full.pdf+html>

YAMADA, Takayoshi, DEMURA, Shin-ichi. 2004. Influence of the Relative Difference in Chair Seat Height according to Different Lower Thigh Length on Floor Reaction Force and Lower-limb Strength during Sit-to-Stand Movement. *Journal of PHYSIOLOGICAL ANTHROPOLOGY and Applied Human Science* [online]. 2004, vol. 23, no. 6, pp. 197-203. [cit. 6. 2. 2013]. ISSN 1347-5355. Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpa/23/6/23_6_197/_article

YAMADA, Takayoshi, DEMURA, Shin-ichi. 2007. Influence of load burdens on lower limbs in each movement phase and the characteristics of sit-to-stand movement. *Sport Sciences for Health*. [online]. 2007, vol. 2, no. 1, pp. 8-15. [cit. 2.4.2013]. ISSN 1825-1234. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs11332-007-0032-4>

YOSHIOKA, Shinsuke, NAGANO, Akinori, HAY, Dean C., FUKASHIRO, Senshi. 2009. Biomechanical analysis of the relation between movement time and joint moment development during a sit-to-stand task. *Biomedical engineering online*

[online]. 2009, vol. 8, no. 27, pp. 1-9. ISSN 1475-925X. [cit. 1. 5. 2013]. Dostupné z:
<http://www.biomedical-engineering-online.com/content/pdf/1475-925X-8-27.pdf>

Internetový zdroj:

<http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/functionallimitation/sts.aspx>

SEZNAM ZKRATEK

AH – aktivační hodnota

atd. – a tak dále

CMP – cévní mozková příhoda

COG – centre of gravity

COM – centre of mass, těžiště

COP – centre of pressure

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

dx. – dextra

EKG – elektrokardiogram

EMG - elektromyografie

GRF – ground reaction force

HK – horní končetina

HKK – horní končetiny

KOK – kolenní kloub

KYK – kyčelní kloub

m. – musculus

mm. – muscoli

ms - milisekunda

p – hladina statistické významnosti

pEMG – povrchová elektromyografie

SD – směrodatná odchylka

s – sekunda

sin. – sinistra

STS – Sit to Stand, vstávání ze sedu do stoje

STW – Sit to Walk

TEP – totální endoprotéza

TFA – transfemorální amputace, transfemorálně amputovaní jedinci

tj. – to jest

TTA – transtibiální amputace, transtibiálně amputovaní jedinci

tzv. – takzvaný

WHO – World Health Organization – Světová zdravotnická organizace

SEZNAM OBRÁZKŮ

| | |
|---|----|
| Obr. 1: Fáze vstávání ze sedu do stoje dle Schenkman et al. | 23 |
| Obr. 2: Fáze vstávání ze sedu do stoje dle Agrawale et al. | 25 |
| Obr. 3: Test Sit to Stand modulu Balance Master Systém | 41 |
| Obr. 4: Sed – 40 cm výška | 43 |
| Obr. 5: Sed – 50 cm výška | 43 |

SEZNAM TABULEK

| | |
|--|----|
| Tab. 1: Přehled anamnestických údajů probandů..... | 38 |
| Tab. 2 Svalová aktivita na straně neamputované DK během II. fáze vstávání ze 40 cm a 50 cm výšky sedací plochy..... | 47 |
| Tab. 3 Svalová aktivita na straně amputované DK během II. fáze vstávání ze 40 cm a 50 cm výšky sedací plochy..... | 48 |
| Tab. 4 Hodnoty statistické významnosti pro jednotlivé svaly během II. fáze vstávání ze 40 cm a 50 cm výšky sedací plochy..... | 49 |
| Tab. 5 Svalová aktivita během II. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 40 cm..... | 50 |
| Tab. 6 Hodnoty statistické významnosti pro jednotlivé svaly během II. fáze vstávání z 40 cm výšky sedací plochy..... | 51 |
| Tab. 7 Svalová aktivita během II. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 50 cm..... | 52 |
| Tab. 8 Hodnoty statistické významnosti pro jednotlivé svaly během II. fáze vstávání z 50 cm výšky sedací plochy..... | 53 |
| Tab. 9 Svalová aktivita během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 40 cm u svalů na straně neamputované DK..... | 54 |
| Tab. 10 Svalová aktivita během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 40 cm u svalů na straně amputované DK..... | 55 |
| Tab. 11 Hodnoty statistické významnosti pro jednotlivé svaly během II. a III. fáze vstávání z 40 cm výšky sedací plochy..... | 56 |
| Tab. 12 Svalová aktivita během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 50 cm u svalů na straně neamputované DK..... | 57 |
| Tab. 13 Svalová aktivita během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 50 cm u svalů na straně amputované DK..... | 58 |
| Tab. 14 Hodnoty statistické významnosti pro jednotlivé svaly během II. a III. fáze vstávání z 50 cm výšky sedací plochy..... | 59 |
| Tab. 15 Hodnoty testu Weight Transfer (s)..... | 60 |
| Tab. 16 Hodnoty testu Rising Index (% tělesné hmotnosti)..... | 61 |

| | |
|---|----|
| Tab. 17 Hodnoty testu COG Sway Velocity ($^{\circ}/s$) | 62 |
| Tab. 18 Hodnoty testu Left/Right Weight Symmetry | 63 |

SEZNAM GRAFŮ

| | |
|--|----|
| Graf 1 Svalová aktivita na straně neamputované DK během II. fáze vstávání ze 40 cm a 50 cm výšky sedací plochy..... | 47 |
| Graf 2 Svalová aktivita na straně amputované DK během II. fáze vstávání ze 40 cm a 50 cm výšky sedací plochy..... | 48 |
| Graf 3 Svalová aktivita během II. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 40 cm | 50 |
| Graf 4 Svalová aktivita během II. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 50 cm | 52 |
| Graf 5 Svalová aktivita během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 40 cm u svalů na straně neamputované DK | 54 |
| Graf 6 Svalová aktivita během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 40 cm u svalů na straně amputované DK..... | 55 |
| Graf 7 Svalová aktivita během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 50 cm u svalů na straně neamputované DK | 57 |
| Graf 8 Svalová aktivita během II. a III. fáze vstávání ze sedu do stoje z výšky sedací plochy 50 cm u svalů na straně amputované DK..... | 58 |
| Graf 9 Hodnoty testu Weight Transfer | 60 |
| Graf 10 Hodnoty testu Rising Index | 61 |
| Graf 11 Hodnoty testu COG Sway Velocity | 62 |
| Graf 12 Hodnoty testu Left/Right Weight Symmetry | 63 |

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Dotazník (osobní anamnéza)107

Příloha 2: Informovaný souhlas108

PŘÍLOHY

Příloha 1: Dotazník (osobní anamnéza)

Dotazník (osobní anamnéza):

Datum:

1. **Pohlaví:**
2. **Věk:**
3. **Výška:**
4. **Váha:**
5. **Datum amputace:**
6. **Amputovaná končetina (pravá/levá):**
7. **Příčina amputace:**
8. **Typ amputace (TTA, TFA):**
9. **Přidružená poranění:**
10. **Ve které nemocnici jste byl operován/a:**
11. **Podstoupená RHB (kde, jak dlouho, kolikrát):**
12. **Kdy jste byl/a oprotézován/a:**
13. **Za jak dlouho jste se naučil chůzi s protézou:**
14. **Využití pomůcek při chůzi:**
15. **S jakou aktivitou nebo s čím máte největší problém:**
16. **S čím máte největší problém při vstávání ze sedu:**
17. **Fantomové bolesti:**
18. **Řízení automobilu:**
19. **Sport:**
20. **Zaměstnání v době amputace:**
21. **Soběstačnost:**
22. **Bydlení (dům/byt/kolik schodů/s kým):**
23. **Chůze (po bytě, v terénu):**

Příloha 2: Informovaný souhlas

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Informovaný souhlas

Pro účely výzkumného projektu v rámci diplomové práce na téma: „**Vstávání ze sedu u pacientů po amputaci na dolní končetině**“, realizované Bc. Markétou Špačkovou, pod odborným vedením Mgr. Věry Jančíkové.

Výzkumný projekt se zabývá hodnocením svalové aktivity dolních končetin při vstávání ze sedu u pacientů po amputaci na dolní končetině, pomocí počítačové posturografie (Test Sit to Stand) v kombinaci s povrchovou elektromyografií.

Prohlášení:

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu, s vyšetřením a měřením pomocí počítačové posturografie v kombinaci s povrchovou elektromyografií, v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice v Olomouci, pro účely diplomové práce. Tímto souhlasím i se zpracováním a anonymním publikováním výsledků, pro účely diplomové práce, v souladu s ochranou osobních dat. Prohlašuji, že jsem byl/a od výše uvedené osoby informován/a o průběhu a cíli výzkumného projektu, stejně jako o výhodách a rizicích, která pro mne z účasti na projektu vyplývají. Prohlašuji, že má účast na tomto projektu je dobrovolná, a mám možnost od spolupráce na tomto projektu kdykoliv bez udání důvodů odstoupit.

V Olomouci dne

Jméno klienta

Podpis vyšetřujícího

Podpis klienta