

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Mária Repková

**Vplyv aktivácie krátkych svalov nohy na posturálnu
stabilitu jedinca – verifikácia pomocou posturografie**

Diplomová práca

Vedúci práce: Mgr. Tomáš Zemánek

Olomouc 2015

Vyhlásenie

Vyhlasujem, že som diplomovú prácu vypracovala samostatne pod odborným vedením Mgr. Tomáša Zemánka a použila som len uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc máj 2015

podpis

Ďakujem Mgr. Tomášovi Zemánkovi za odborné vedenie, cenné rady a pripomienky pri vypracovávaní diplomovej práce. Zároveň ďakujem i Mgr. Kateřine Langovej, Ph.D. za štatistické spracovanie údajov a všetkým účastníkom experimentu.

ANOTÁCIA:

Typ záverečnej práce: Diplomová práca

Téma práce: Vplyv aktivácie krátkych svalov nohy na posturálnu stabilitu jedinca – verifikácia pomocou posturografie

Názov práce: Vplyv aktivácie krátkych svalov nohy na posturálnu stabilitu jedinca – verifikácia pomocou posturografie

Názov práce v AJ: The influence of the plantar intrinsic muscle activation to the postural stability of subject – verification via posturography

Dátum zadania: 31.1.2014

Dátum odovzdania: 18.5.2015

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotníckych vied

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Mária Repková

Vedúci práce: Mgr. Tomáš Zemánek

Oponent práce: Mgr. Petra Bastlová, Ph.D.

Abstrakt v SJ: Diplomová práca sa zaoberá vplyvom krátkych svalov nohy na posturálnu stabilitu jedinca. K aktivácii týchto svalov bol využitý cvičebný prvok z metódy senzomotorickej stimulácie, t. j. malá noha. Cieľom bolo objasniť, aký vplyv má aktivácia malej nohy čiže krátkych svalov nohy v stoji na reaktívne a anticipačné mechanizmy balančnej kontroly u zdravých mladých osôb. Teoretické poznatky sú zamerané na princípy posturálnej kontroly, vplyv senzorických zložiek na stabilitu jedinca a prehľad experimentálnych prác, ktoré sa zaoberali funkciou krátkych svalov nohy, prípadne konkrétne účinkom cvičenia malej nohy. Výskumná časť bola realizovaná pomocou posturografického vyšetrenia. Porovnávaný bol pokojný stoj a korigovaný stoj s aktiváciou malej nohy. Štúdie sa zúčastnilo 30 osôb, študentov fyzioterapie, prípadne fyzioterapeutov. Výsledky poukazujú na pozitívny vplyv len na reaktívne mechanizmy balančnej kontroly. Tréning malej nohy za účelom zlepšenia stability sa javí byť prospešný vo forme jednoduchého analytického posilňovania či už v sede alebo v bipedálnom stoji. Naproti tomu zaradenie tohto cvičebného prvku do balančného tréningu neprináša očakávané benefity.

Abstrakt v AJ: This thesis analyses the effect of intrinsic foot muscles on postural stability of an individual. A sensorimotor training exercise called short foot (active foot positioning) was used to activate the intrinsic foot muscles. The purpose of this study was to clarify the effect of active foot positioning – intrinsic foot muscles in standing position on reactive and

proactive mechanisms of balance control in healthy young adults. The theoretical part is focused on the postural control principle, the effect of sensory component on the postural stability of an individual and on the review of experimental studies that targeted the function of intrinsic foot muscles or in some cases the actual effect of short foot exercise. The experimental work was performed via Computerized Dynamic Posturography. We were comparing the normal stance and the corrected stance with short foot. All thirty subjects that participated in this study were physiotherapy students or physiotherapists. The results suggest that there is a positive effect only on reactive mechanisms of balance control. Using a short foot exercise to improve the postural stability appears to be beneficial in form of simple analytic strengthening in a seated or bipedal standing position. Implementing the same exercise in balance training does not bring the expected benefits.

Kľúčové slová v SJ: posturálna stabilita, krátke svaly nohy, malá noha

Kľúčové slová v AJ: postural stability, plantar intrinsic muscle, short foot exercise

Rozsah: 81 strán

Obsah

| | |
|--|----|
| Úvod | 8 |
| 1 Teoretické poznatky | 9 |
| 1.1 Posturálna kontrola..... | 9 |
| 1.1.1 Senzorická zložka zaisťujúca posturálnu stabilitu | 10 |
| 1.2 Somatosenzorický systém | 12 |
| 1.3 Úloha chodidla v zaistení posturálnej stability | 14 |
| 1.3.1 „Foot core systém“ | 15 |
| 1.4 Malá noha – súčasť metodiky senzomotorickej stimulácie | 17 |
| 1.4.1 Posturálne korekcie v stoji | 18 |
| 1.4.2 Korigovaný stoj na jednej dolnej končatine | 19 |
| 1.5 Funkcia krátkych svalov nôh..... | 20 |
| 1.5.1 Funkcia krátkych svalov nohy počas stoja | 20 |
| 1.5.2 Funkcia krátkych svalov nohy počas dynamických aktivít | 21 |
| 1.5.3 Vplyv krátkych svalov nohy na vznik rôznych syndrémov či deformít..... | 22 |
| 1.5.4 Musculus quadratus plantae..... | 22 |
| 1.5.5 Efekt cvičenia malej nohy..... | 23 |
| 1.5.6 Malá noha a nožná klenba..... | 25 |
| 1.5.7 Cvičenie malej nohy za rôznych podmienok | 27 |
| 1.6 Metódy vyšetrenia posturálnej stability | 27 |
| 1.6.1 Posturografia | 27 |
| 2 Ciele a hypotézy | 31 |
| 3 Metodika výskumu | 34 |
| 3.1 Charakteristika súboru..... | 34 |
| 3.2 Použité vybavenie a prístroje | 34 |
| 3.3 Postup merania | 35 |
| 3.4 Štatistické spracovanie nameraných údajov..... | 37 |
| 4 Výsledky..... | 38 |
| 4.1 Výsledky k prvej výskumnej otázke | 38 |
| 4.2 Výsledky k druhej výskumnej otázke | 40 |
| 4.3 Výsledky k tretej výskumnej otázke | 43 |
| 5 Diskusia | 48 |
| 5.1 Diskusia k 1. výskumnej otázke (hypotézy H_{01} a H_{02}) | 51 |

| | | |
|-----|--|----|
| 5.2 | Diskusia k 2. výskumnej otázke (hypotézy H_03 a H_04) | 53 |
| 5.3 | Diskusia k 3. výskumnej otázke (hypotézy H_05 a H_06) | 55 |
| 5.4 | Limity štúdie | 56 |
| | Záver | 58 |
| | REFERENČNÝ ZOZNAM | 59 |
| | ZOZNAM SKRATIEK | 69 |
| | ZOZNAM OBRÁZKOV | 71 |
| | ZOZNAM TABULIEK | 72 |
| | ZOZNAM PRÍLOH | 73 |
| | PRÍLOHY | 74 |

Úvod

Posturálna stabilita predstavuje základnú podmienku bežných denných činností. Jej udržanie je výsledkom zložitej spolupráce riadiaceho, senzorickeho a výkonného systému. Predpokladá sa, že krátke svaly nohy majú taktiež význam v posturálnej kontrole, ich presná funkcia je ale nejasná (Kelly et al., 2011, s. 46). Mnoho autorov týmto svalom pripisuje význam počas dynamických aktivít ako chôdza, beh či skákanie, význam v udržaní pozdĺžnej klenby, niektorí im pripisujú úlohu stabilizácie nohy a udržanie balancie v mediolaterálnom smere najmä počas stoja na jednej dolnej končatine (Fiolkowski et al., 2003, s. 327-332; Mulligan, Cook, 2013, s. 425-430; Lynn et al., 2012, s. 327; Kelly et al., 2014, s. 8; Headlee et al., 2008, s. 420-425; Chang et al., 2008, nestránkované; Soysa et al., 2012, nestránkované a iní). Slabosť týchto svalov je podľa výsledkov niektorých štúdií spojená s poruchami rovnováhy a zvyšuje riziko pádov u starších jedincov (Menz et al., 2005, s. 1546; Mickle et al., 2009, s. 781-791). Diskutovanou otázkou zostáva i výber vhodného spôsobu posilnenia tejto skupiny svalov.

V teoretickej časti diplomovej práce sú zhrnuté informácie o posturálnej kontrole s dôrazom na somatosenzorickú zložku a význam chodidla, informácie o malej nohe a prehľad experimentálnych prác ktoré sa zaoberali funkciou krátkych svalov nohy, prípadne konkrétne účinkom cvičenia malej nohy. Cieľom praktickej časti práce bolo objektivizovať vplyv aktivácie krátkych svalov nohy na reaktívne a anticipačné mechanizmy balančnej kontroly u zdravých osôb vo vekovom rozmedzí 20-30 rokov za pomoci posturografických testov US, LOS a MCT. K aktivácii krátkych svalov planty sa využil cvičebný prvok z metodiky senzomotorickej stimulácie, t. j. malá noha. Štúdie sa zúčastnilo 30 osôb. Porovnávali sa výsledky pokojného stoja bez a s aktiváciou malej nohy.

K vytvoreniu teoretického podkladu práce bola využitá dostupná odborná knižná literatúra a licencované zdroje Univerzity Palackého v Olomouci. Vyhľadávanie odborných článkov prebehlo v období od novembra roku 2013 do apríla roku 2015 v databázach PubMed, ProQuest, Google Scholar. České odborné stránky boli vyhľadávané prestredníctvom webových stránok www.prolekare.cz a www.solen.sk. Najčastejšie vyhľadávané slová boli: intrinsic foot muscle, quadratus plantae, short foot exercise, effect of active foot, short foot posture, plantar intrinsic muscle training, postural control.

1 Teoretické poznatky

1.1 Posturálna kontrola

Posturálna stabilita je definovaná ako schopnosť zachovať alebo kontrolovať ťažisko tela vo vzťahu k opornej báze tak, aby sa zabránilo pádu a nežiaducim pohybom. Balancovanie je proces, pri ktorom je posturálna stabilita udržiavaná. Schopnosť zachovať postúru v stoji alebo sede patrí pod statickú balanciu. K dynamickej balancii patrí schopnosť zaistiť posturálnu kontrolu počas pohybov ako napríklad pri dosiahnutí na objekt, alebo pri chôdzi (Horak, 1987, s. 1884; Westcott, 1997, s. 630).

Posturálna stabilita je výsledkom posturálnej kontroly, ktorá obsahuje mechanizmy udržiavajúce pozíciu tela v priestore a jeho orientáciu. Posturálna kontrola vyžaduje komplexné interakcie muskuloskeletálneho a neurálneho systému. Muskuloskeletálny systém zahŕňa kĺbnu pohyblivosť, flexibilitu chrbtice, stav svalov, a biomechanické vzťahy medzi segmentmi tela. Neurálne komponenty nutné k posturálnej kontrole zahŕňajú motorické procesy (organizácia svalov celého tela v rámci neuromuskulárnych synergií), senzorické/percepčné procesy (organizácia a integrácia vizuálnych, vestibulárnych a somatosenzorických systémov) a anticipačné a adaptívne aspekty posturálnej kontroly (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, s. 171).

Dopredná (anticipačná) kontrola pohybu zahŕňa posturálne odpovede, ktoré sa dejú v očakávaní úmyselného, potenciálne destabilizujúceho pohybu, za účelom udržania stability v priebehu pohybu. Dopredná kontrola vyžaduje veľké množstvo senzorických informácií, rovnako ako aj predchádzajúce skúsenosti (Massion, 1992, s. 36; Winter, 1995, s. 200).

Spätnoväzobná kontrola je posturálnou kontrolou vyskytujúcou sa v závislosti od senzorickej spätnej väzby (zrakovej, vestibulárnej alebo somatosenzorickej) na podnety z vonkajšieho prostredia (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, s. 171). Predstavuje kompenzačnú posturálnu stratégiu, slúžiacu k obnove východzej polohy ťažiska tela až po pôsobení destabilizujúceho podnetu (Santos, Kanekar, Aruin, 2010, s. 388). Spätná väzba sa snaží minimalizovať aktivitu svalov potrebných pre stabilizáciu (Kiemel, Zhang, Jeka, 2011, s. 15144).

Existuje určitý vzťah medzi anticipačným a kompenzačným posturálnym nastavením. Pri nepredvídateľných výchyľkách nie je pozorovaná žiadna anticipačná aktivita svalov trupu a dolných končatín, naproti tomu je prítomná významná kompenzačná aktivita svalov. Ak sú

výchylky očakávané, je prítomná silná anticipačná aktivita vo všetkých svaloch, ktorá je následne spojená s významne menšou kompenzačnou svalovou aktivitou (Santos, Kanekar, Aruin, 2010, s. 388).

Včasnými odpoveďami na narušenie posturálnej stability sú automatické posturálne reakcie. Ich latencia (70-180 ms) je dlhšia ako latencia myotatických reflexov (40-50 ms) a zároveň kratšia ako latencia voľných reakcií (180-250 ms). Sú adaptabilné, flexibilné a špecifické podmienkam. Svaly bližšie mieche sa často, ale nie vždy aktivujú skôr ako vzdialenejšie svaly.

Oneskorenie nástupu posturálnych reakcií môžu zapríčiniť rôzne choroby postihujúce nervovú sústavu ako napríklad skleróza multiplex, periférne neuropatie, cievna mozgová príhoda, či zmeny spôsobené vekom. Niektoré osoby kompenzujú oneskorenie posturálnych reakcií zvýšením veľkosti odpovede na podnet a použitím väčšej doprednej kontroly (Horak, 1997, s. 521).

Princípy riadenia posturálnej stability možno z biomechanického pohľadu rozdeliť na statické a dynamické. Stratégia statická (bez zmeny opornej bázy) využíva predovšetkým členkový a bedrový mechanizmus. Dynamická stratégia zahŕňa mechanizmus úkroku, uchopenia pevnej opory v okolí a ďalšie spôsoby zväčšenia opornej bázy. V pokojnom stoji majú výchylky tela tvar obráteného kyvadla. Túto polohu udržujú predovšetkým plantárne flexory, najmä m. triceps surae, aktivita dorzálnych flexorov je zanedbateľná. Poloha je udržiavaná v anteroposteriornom smere. Jedná sa o členkovú stratégiu posturálnej kontroly. Pri zvýšení destabilizujúcich síl sa do činnosti zapájajú proximálnejšie svaly dolnej končatiny, a to hlavne flexory a extenzory bedrového kĺbu. Uplatňuje sa bedrový mechanizmus. Táto stratégia sa uplatňuje pri laterolaterálnych pohyboch tela. V tandemovom stoji však naopak, laterolaterálne impulzy vyrovnávajú pronátory a supinátory nohy, zatiaľčo pre vyrovnanie anteroposteriorných výchyliek sa využíva bedrový mechanizmus. Na udržaní posturálnej stability bez premiestnenia kontaktnej plochy sa účastnia nielen svaly členka a bedra, ale celý posturálny systém (Horak, 1997, s. 519-521; Shumway-Cook, Woollacott, 2001, s. 170-174; Vařeka, 2002b, s. 122).

1.1.1 Senzorická zložka zaisťujúca posturálnu stabilitu

Systém vzpriameného držania tela má tri hlavné zložky, a to: riadiacu, výkonnú a senzorickú. Riadiacu funkciu zaisťuje CNS, ktorá v rámci svojej eferentnej funkcie riadi

svalovú činnosť a jej aferentná časť prijíma a vyhodnocuje informácie. Pohybový systém spadá pod výkonnú zložku (Vařeka, 2002a, s. 115-116). Winter uvádza v rámci senzorickej zložky tri hlavné systémy dôležité pre zaistenie balancie a postúry. Sú to: zrak, vestibulárny aparát a somatosenzorický systém (Winter, 1995, s. 4). Každá z týchto zložiek sa podieľa na posturálnej stabilite v rôznej miere za rôznych podmienok. V dobre osvetlenom prostredí a na pevnej podložke využíva jedinec informácie prevažne z proprioceptorov (70 %), menej už zo zraku (10 %) a z vestibulárneho ústroja (20 %). Ak stojí jedinec na labilnej podložke, vzrastá význam informácii z vestibulárneho ústroja a oka (Horak, 2006, s. 9). Podľa Simoneau et al. má proprioceptia nezastupiteľný význam v posturálnej kontrole. Pri poškodení informácií zo somatosenzorického systému vzrastie posturálna nestabilita o 66 %, pričom poškodenie zraku znižuje stabilitu o 41 % a pri chybných informáciách z vestibulárneho aparátu sa nestabilita zhorší len o 4 % (Simoneau et al., 1995, s. 121). Latash však zrak považuje za jeden z najviac spoľahlivých zdrojov informácií pre človeka. V prípade, že sa informácie zo zraku líšia od informácií z ostatných senzorickej systémov, je tendencia veriť skôr zraku (Latash, 2008, s. 214). Zrak je systémom, ktorý sa primárne podieľa na plánovaní lokomócie a vyhýbaní sa prekážkam (Winter, 1995, s. 194). Úloha zraku sa vekom postupne zvyšuje. Medzi 20-60 rokmi sa stabilita znižuje o 30 % pri zatvorených očiach, postúra je teda najstabilnejšia. Nad 60 rokov je stabilita už o 50 % menšia so zatvorenými očami. Zrak sa tým stáva hlavným faktorom balancie starších osôb (Smith, Weiss, Lehmkuhl, 1996, s. 405). Vestibulárny systém sa uplatňuje predovšetkým pri rotačných pohyboch a iných rýchlych zmenách polohy hlavy (Winter, 1995, s. 194). V procese udržania posturálnej stability býva často prehliadaná účasť exteroceptie. Informácie z Ruffiniho a Maissnerových teliesok sú okrem iného dôležité i pre kontrolu trenia, ktoré je významným faktorom pre zaistenie posturálnej stability. Slúžia i k identifikácii miest s rôznym zaťažením a teda i polohy priemetu ťažiska do opornej plochy (COP) (Vařeka, 2002b, s. 122-123).

Senzorické informácie (vestibulárne, zrakové, proprioceptívne, kožné), miera excitability nervového systému a kvalita spätnoväzobných mechanizmov regulujúcich rovnováhu patria k neurofyziologickým faktorom ovplyvňujúcim posturálnu stabilitu. Medzi biomechanické faktory radíme veľkosť opornej plochy, hmotnosť jedinca a výšku jeho ťažiska nad opornou bázou (Horák, 2006, s. 8-9; Čakrt in Kolář, 2009, s. 199). Opornou plochou sa rozumie tá časť plochy kontaktu, ktorá je aktuálne využitá k vytvoreniu opornej bázy. Oporná báza je ohraničená najvzdialenejšími hranicami opornej plochy a leží v rovine kolmej na výslednicu uvažovaných vonkajších síl, nemusí byť teda nutne horizontálna. Zmeny opornej bázy majú prostredníctvom proprioceptie a exteroceptie vplyv na riadenie

posturálnej stability a tým sa odrážajú v správaní celého posturálneho systému (Winter, 1995, s. 194; Vařeka, 2002a, s. 116-117). Dôležitú úlohu hrá i charakter kontaktu dolných končatín s podložkou a postavenie jednotlivých hybných segmentov. Na posturálnu stabilitu má vplyv i psychika (Horak, 2006, s. 8; Čakrt in Kolář, 2009, s. 199). Ovplyvňuje držanie tela, proces voľby vhodného programu k udržaniu či obnoveniu posturálnej stability, hranicu prechodu medzi rôznymi stratégiami či využitie riadeného pádu. Určitá miera sústredenia zlepšuje stabilitu, naopak nadmerný psychický tlak ju zhoršuje. Strach z nezvládnutia situácie vedie k nadmernému svalovému napätiu, čo ruší potrebnú koordináciu (Vařeka, 2002b, s. 126).

1.2 Somatosenzorický systém

Somatosenzorický systém pozostáva z kožnej citlivosti a propiocepce. Kožná citlivosť zahŕňa taktilnú citlivosť, termocepciu a nocicepciu. Propriocepciu možno rozdeliť na statickú (statestézia) a dynamickú propiocepciu (kinestézia).

Vybrané receptory somatosenzorického systému: Kožné mechanoreceptory - možno ich rozdeliť na pomaly sa adaptujúce, ktoré produkujú elektrický signál po celú dobu pôsobenia podnetu a rýchlo adaptujúce sa, ktoré zareagujú len na začiatok, eventuálne na koniec pôsobenia mechanického stimulu (Králiček, 2004, s. 94). Patrí sem vnímanie dotyku (či tlaku), vibrácií a šteklenia. Medzi mechanoreceptory zaradíme:

- Merkelove disky – adekvátnym podnetom je dotyk alebo ľahký tlak na kožu. Sú to pomaly sa adaptujúce receptory, ktoré majú naznačenú citlivosť na rýchlosť nástupu pôsobenia podnetu a smerovú citlivosť pri natiahnutí kože.
- Meissnerove telieska – rýchlo sa adaptujúce receptory, optimálnym podnetom je jemné mechanické chvenie do frekvencie 80 Hz. Tieto receptory nie sú smerovo citlivé.
- Ruffiniho telieska – pomaly sa adaptujúce receptory v hlbokých vrstvách koria. Reagujú na napínanie kože, hlavne ak je napínanie spôsobené pohybom prstov alebo končatiny, preto sa predpokladá, že sa podieľajú na propiopeccii. Oproti Meissnerovým telieskam reagujú menej na rýchlosť podnetu. Ich dráždenie je vnímané ako dotyk či tlak.
- Vater-Paciniho telieska – majú neobyčajne rýchlu adaptáciu. Reagujú krátko na pôsobiaci dotyk a sú schopné detekovať vibrácie, pričom optimálne reagujú na

frekvencie v rozsahu 100-300 Hz. Nemajú však smerovú citlivosť (Enoka, 2002, s. 238-239; Králíček, 2004, s. 95-96).

Hustota kožných receptorov (taktilných, algických a termických) nie je všade rovnaká. Vysoká je napríklad na bruškách prstov či špičke jazyka, nízka napríklad na chrbte a chodidlách.

Proprioceptory – umožňujú detekovať vzájomnú polohu a pohyby jednotlivých častí tela. Ako tieto čidlá zrejme fungujú: Ruffiniho telieska uložené v korii, ďalej Ruffiniformné a Paciniformné telieska uložené v kĺbných puzdrách a väzoch a svalové vretienka a Golgiho šľachové telieska. Ruffiniho telieska, svalové vretienka a Golgiho šľachové telieska signalizujú ustálenú pozíciu v kĺbe (t. j. statokinestéziu). Ruffiniformné telieska signalizujú extrémnu pozíciu v kĺbe a Paciniformné pohyb v kĺbe, t. j. kinestéziu (Králíček s. 94 -98).

Svalové vretienka – sú na oboch svojich koncoch pripojené šlašinkami na perimyrium normálnych extrafuzálnych svalových vlákien v okolí (Véle, 1997, s. 32). Svalové vretienko sa skladá zo 6-8 svalových vlákien (Dylevský, 2009, s. 41). Morfológicky rozoznávame dva typy vlákien – nuclear bag a nuclear chain. Funkčne ich delíme na tonické a fáziké (prípadne statické a dynamické). Vretienko má dva kontraktilné póly uprostred oddelené receptorom reagujúcim na zmeny napätia v svale, ktoré sprevádzajú zmenu jedho dĺžky (Véle, 1997, s. 32). Sú dráždené pri natiahnutí svaly, ale i váhou končatín a ťahom antagonistických svalov. Priamo neregistrujú svalovú kontrakciu, ale slúžia ako komparátor, ktorý zrovnáva napätie intrafuzálnych vlákien vretienka a extrafuzálnych vlákien svaly. Gamainervácia intrafuzálnych vlákien navodením ich kontrakcie určuje ich predpätie, čiže nastavenie vretienka na určité napätie (Dylevský, 2009, s. 42). Svalové vretienka podávajú informácie nielen o statických (t. j. o zmene dĺžky svaly), ale i o dynamických parametroch, čiže o rýchlosti, s akou sa dĺžka svaly mení. Sú hlavnými proprioceptívnymi orgánmi svaly (Véle, 1997, s. 33).

Golgiho šľachové teliesko – je uložené v blízkosti spojenia svaly a šľachy. Tvorí ho niekoľko zväzkov kolagénnych vlákien (Dylevský, 2009, s. 43). Teliesko je aktivované natiahnutím šľachy, ktoré však musí byť vyššej intenzity ako pri aktivácii svalového vretienka. Jeho prah dráždivosti nemožno dopredu meniť. Jeho funkciou je vlastný sval inhibovať a jeho antagonistu facilitovať (Véle, 1997, s. 34).

1.3 Úloha chodidla v zaistení posturálnej stability

Noha ako komplex štruktúr s mnohými spojmi a stupňami voľnosti hrá dôležitú úlohu v statickom držaní tela a dynamických aktivitách (McKeon, 2014, s.1). Rozloženie celkovej záťaže chodidla sa v stoji mení v závislosti na vnútorných a vonkajších faktoroch. Vnútornými faktormi sú: tvar nožnej klenby, smer osy tela voči smeru gravitácie, COP, postavenie hlavice stehennej kosti v jamke bedrového kĺbu a postavenie a konfigurácia osového orgánu. Medzi vonkajšie faktory radíme sklon opornej plochy, profil a frikčné vlastnosti podložky i obuvi. Posturograficky možno hodnotiť i výchylky COP vznikajúce v dôsledku dýchacích pohybov.

Na plante je záťaž rozložená asymetricky na troch oporných bodoch, a to na hlavičkách metatarzov palca a malíka a na päte. Tieto tri body podopierajú tri oblúky, t. j. priečnu klenbu a mediálnu a laterálnu pozdĺžnu klenbu nohy (Véle, 2006, s. 105). Vďaka nožnej klenbe sa teda noha neopiera o podložku v jej celej ploche. Dotvára a upevňuje sa postupne, s postupným zaťažovaním nohy u dieťaťa (Dylevský, Ježek, 2013, nestránkované). Udržanie klenb je veľmi dôležité pre pružnú chôdzu, stoj a ďalšie pohybové stereotypy. Obe klenby sú zachovávané pasívne – tvarom a architektikou kostí, kĺbov a väzov a aktívne za pomoci svalstva predkolenia a nohy (Dylevský, 2009, s. 165-166). Vnútnú pozdĺžnu klenbu aktívne vystužujú tri skupiny svalov. Do prvej skupiny patria krátke svaly nohy a to: m. flexor hallucis brevis, m. abductor hallucis, m. flexor digitorum brevis a m. quadratus plantae. Tieto svaly priťahujú k sebe kalcaneus a hlavičky metatarzov. Druhá skupina predstavuje retromaleolárne svaly a v tretej sa nachádza m. tibialis anterior. Priečny oblúk nohy aktívne udržiavajú m. tibialis posterior, m. fibularis longus, adduktory palca, krátke flexory palca a prstov a čiastočne i m. quadratus plantae (Lánik, 1990, s. 208-210).

Je viacero štúdií, ktoré sa venovali skúmaniu úlohy krátkych svalov nohy na pozdĺžnu klenbu (Mulligan, Cook, 2013, s. 425-430; Lynn et al., 2012, s. 327; Kelly et al., 2014, s. 8, Headlee et al., 2008, s. 420-425, a iní). Jednou z nich je i elektromyografická štúdia Fiolkowského et al., kde prostredníctvom bloku nervus tibialis vyradili aktivitu krátkych svalov nohy. Pomocou EMG bol pozorovaný veľký úbytok svalovej aktivity m. abductor hallucis, ktorý korešpondoval s významným nárastom navikulárneho poklesu. Autori tým podporili tvrdenie, že krátke svaly nohy hrajú dôležitú rolu v udržaní pozdĺžnej vnútornej klenby, spolu s kostenými štruktúrami a ligamentami. Oproti záverom Manna a Inmana udávajú funkčnú úlohu týchto svalov v podpore pozdĺžnej vnútornej klenby i pri plne zaťaženom chodidle počas pokojného stoja (Fiolkowski et al., 2003, s. 327-332).

Plantárna plocha chodidla slúži ako rozhranie medzi telom a zemou a hrá dôležitú úlohu v posturálnej kontrole (Kavounoudias et al. in Corbin et al., 2007, s. 363). V štúdiu Corbina et al. viedlo zvýšenie aferentnej informácie pomocou texturovaných vložiek (u nás známych ako masážnych vložiek do topánok) k zlepšeniu posturálnej kontroly v bipedálnom stoji u zdravých jedincov. V bipedálnom stoji a bez vložiek nastalo signifikantné zvýšenie plochy COP a priemernej rýchlosti výchylek COP so zatvorenými očami v porovnaní s otvorenými, avšak s vložkami nenastal významný rozdiel medzi zatvorenými a otvorenými očami. V stoji na jednej dolnej končatine sa nezistili štatisticky významné rozdiely v interakcii zraku a textúry (Corbin et al., 2007, s. 363, 366-367). Taktiež v štúdiu McKeona et al. došli k záveru, že stimulácia planty prostredníctvom texturovanej vložky má účinok na široké spektrum udržania posturálnej kontroly u osôb s chronickou členkovou nestabilitou. Konkrétne kožné receptory planty môžu hrať významnú úlohu v poskytovaní relevantných informácií pacientom s chronickou členkovou nestabilitou (McKeon et al., 2012, s.5). Štúdia Aruina a Kanekara preukázala redukcii asymetrie chôdze u pacientov po cievnej mozgovej príhode, ktorí chodili s jednou texturovanou vložkou umiestnenou na nepostihnutej strane (Aruin a Kanekar, 2013, s. 201).

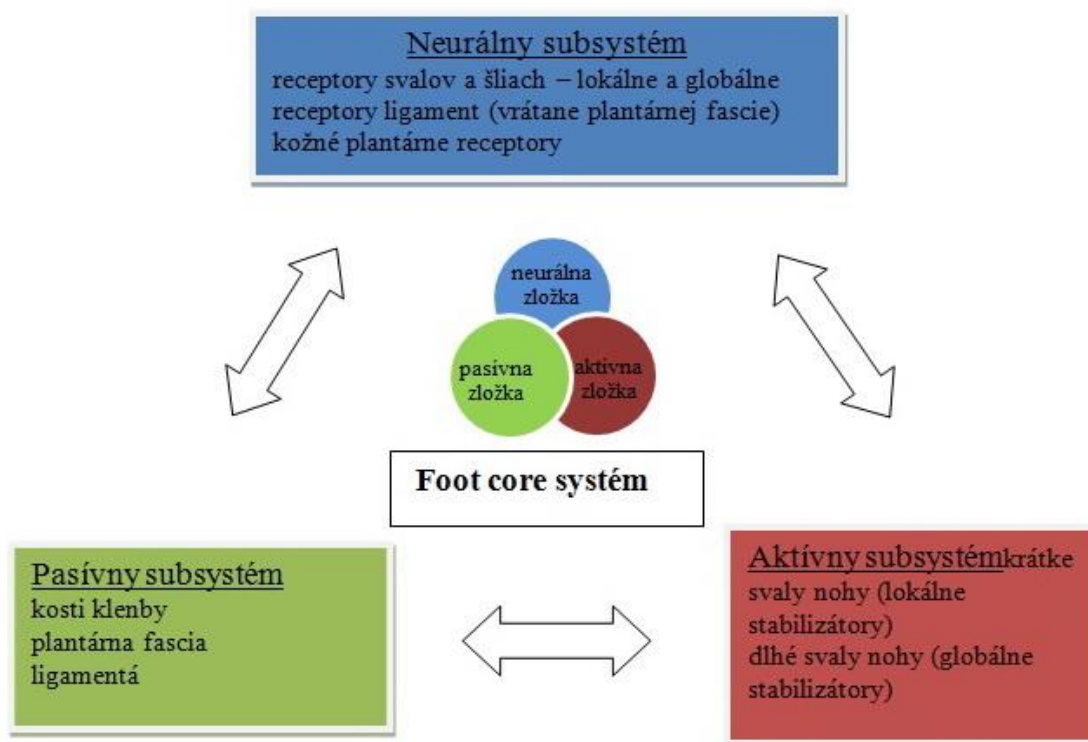
1.3.1 „Foot core systém“

McKeon et al. v svojej práci navrhujú nový vzor pre pochopenie funkcie nohy. Udávajú paralelu medzi krátkymi chrbtovými svalmi, ktoré tvoria stabilitu „jadra“ (anglicky core) oblasti lumbálnej chrbtice, panvy a bedrového kĺbu a krátkymi svalmi nohy. Predkladajú koncept foot core systém, ktorý chcú integrovať do vyšetrenia a liečby nohy (McKeon et al., 2014, s.1-2). O možnosti, že krátke svaly nohy majú podobnú funkciu ako hlboký stabilizačný systém chrbtice sa zmiňujú i Mulligan a Cook (Mulligan, Cook, 2013, s. 429).

Teoretickým základom pre stabilitu „jadra“ oblasti lumbálnej chrbtice, panvy a bedrového kĺbu, pôvodne predloženým Panjabim, je vzájomná previazanosť pasívneho, aktívneho a neurálneho subsystému ovládajúceho pohyb a stabilitu chrbtice. Pasívny subsystém pozostáva z kostí a kĺbných štruktúr, aktívny zo svalov a šliach upínajúcich sa a pôsobiacich na chrbticu. Neurálny systém tvoria zmyslové receptory v ligamentách, kĺbných puzdrách, svaloch a šľachách v oblasti chrbtice. Pasívny subsystém zabezpečuje rovnováhu medzi mobilitou a stabilitou. Aktívny subsystém pozostáva z dvoch funkčných

svalových zložiek a to zo stabilizátorov lokálnych a globálnych. Lokálne stabilizátory zabezpečujú primárnu segmentálnu stabilitu. Globálne stabilizátory umožňujú prevod síl a zaťaženia z oblasti horných a dolných končatín, panvy a hornej časti trupu. Význam týchto svalov spočíva najmä vo vzájomnej ko-kontrácii (McKeon et al., 2014, s. 1-2; Suchomel, Lisický, 2015, s. 4-5).

McKeon et al. toto rozdelenie použili i k popisu foot core systému (pozri obr.1). Pasívnym subsystémom sú tu kosti, ligamentá a kĺbne puzdrá, ktoré udržuju klenby nohy. Aktívny subsystém pozostáva zo svalov a šliach upínajúcich sa na nohu. Lokálnymi stabilizátormi sú vlastné svaly planty, globálne stabilizátory predstavujú dlhé svaly nohy, ktoré križujú členkový kĺb a upínajú sa na nohu. Neurálny subsystém tvoria zmyslové receptory plantárnej fascie, ligament, kĺbnych puzdier svalov a šliach zapojených do aktívneho a pasívneho subsystému. Zmyslové vnímanie z planty sa všeobecne považuje za dôležitý prvok chôdze a balancie (McKeon et al., 2014, s. 2-3).



Obrázok 1: Foot core systém (upravené podľa McKeon et al., 2014, s. 3)

1.4 Malá noha – súčasť metodiky senzomotorickej stimulácie

Janda udáva nemožnosť oddelenia senzorického a motorického systému v kontrole pohybu, preto používa termín senzomotorický systém. Zdôraznil, že senzomotorický systém funguje ako jeden celok, a že zmeny vrámci jednej časti systému sa odrazia úpravami na inom mieste. Skôr než dôraz na izolovanú pevnosť kĺbu, udáva ako najdôležitejší aspekt koordinovaných pohybov propriocepciu (Janda in Page, 2006, s. 78). Ovplyvnený prácou anglického ortopéda Freemana a francúzskych fyzioterapeutov Herveua a Messeana sa zameril na zabezpečenie vstupu pre senzomotorický systém smerom od nôh hore. Zdôraznil význam optimálneho nastavenia nôh a zmyslového vnímania z chodidla k zabezpečeniu maximálnej aferentnej informácie počas stoja. Senzorické informácie prichádzajúce do CNS musia byť optimálne z troch miest tela kvôli veľkému množstvu proprioceptorov v danej lokalite. Ide o nohu, sakroiliakálny kĺb a krčnú chrbticu. Cieľom terapie je preto zvýšiť proprioceptívny vstup z týchto troch oblastí s cieľom stimulovať subkortikálne cesty a facilitovať automatické koordinované pohybové vzory (Page, 2006, s. 78-79; Pavlů, Novosádová, 2001, s. 179). Vytvoril ucelený terapeutický prístup známy pod názvom metodika senzomotorickej stimulácie. Tá sa dnes používa pri terapii funkčných porúch pohybového aparátu, obzvlášť stabilizačných svalov. Obsahuje sústavu balančných cvikov vykonávaných v rôznych posturálnych polohách, dôraz sa kladie na facilitáciu z chodidla. Na facilitácii sa podieľa i aktivácia hlbokých svalov nohy prostredníctvom špeciálneho cvičebného prvku malá noha (Veverková, Vávrová in Kolář et al., 2009, s. 272). Jedná sa o aktiváciu hlavne m. quadratus plantae s vytvorením zvýraznenej klenby nohy. Táto zmena konfigurácie vedie k zmene postavenia prakticky všetkých kĺbov nohy a zmenenému rozloženiu tlaku v kĺboch, čo priaznivo ovplyvňuje proprioceptívnu signalizáciu (Janda, Vávrová, 1992, s. 16-17). Pri tomto cvičení pacient priťahuje súčasne prednožie a pätu k sebe, čím sa zvyšuje pozdĺžna klenba chodidla a zároveň formuje priečnu klenbu pritiahnutím hlavičiek metatarzov k sebe. Hlavička prvého a piateho metatarzu zostáva na podložke a prsty sú voľne priložené k podložke (Veverková, Vávrová in Kolář et al., 2009, s. 273), pozri obr. 2. Ako uvádzajú Janda a Vávrová, malá noha pomáha zvýšiť aferentný vstup, hlavne z planty. Zlepšuje pozíciu segmentov tela, zlepšuje stabilitu tela vo vzpriamenom stoji a pomáha zlepšiť odpružovanie chodidla pri kroku (Janda, Vávrová, 2007, s. 518).

Metodika senzomotorickej stimulácie vychádza z konceptu o dvoch stupňoch motorického učenia. Prvý stupeň má za cieľ zvládnuť nový pohyb a vytvoriť základné

funkčné spojenie. Na tomto procese sa výrazne podieľa mozgová kôra, a tým je riadenie pohybu na tejto úrovni únavné. Snahou CNS je preto presunúť riadenie pohybu na nižšie, podkôrové regulačné centrá. Tento druhý stupeň motorického riadenia je menej únavný a rýchlejší. Cieľom senzomotorickej stimulácie je práve dosiahnutie automatickej aktivácie žiadaných svalov v takom stupni, aby pohyby či pracovné úkony nevyžadovali výraznejšiu kortikálnu kontrolu. Súčasťou metodiky sú i rozličné pomôcky, ktoré uľahčujú senzomotorickú stimuláciu. Ide napr. o guľové a valcové úseče, balančné sandály, minitrampolínu a iné. (Janda, Vávrová, 1992, s. 16-17).



(a)

(b)

Obrázok 2: Chodidlo bez aktivácie malej nohy (a) vs. s aktiváciou malej nohy (b)

1.4.1 Posturálne korekcie v stojí

Pre cvičenie v stojí sa pacient musí najprv naučiť korigovaný stoj. Korigovaný stoj sa učí v troch stupňoch:

1. stupeň: pacient stojí, nohy má paralelne na šírku bedrových kĺbov, prsty mieria vpred. Pomaly nakláňa telo dopredu, pohyb prevádza len v hlezenných kĺboch; váha tela sa prenáša na prednožie. Päty zostanú na podložke, dolné končatiny, panva, trup a hlava sú v jednej línii.
2. stupeň: pozícia nôh je rovnaká. Pacient pridá ľahkú flexiu v kolenách (asi 10°) a extrarotáciu v bedrových kĺboch. Os kolenných kĺbov sa tým posunie nad vonkajší okraj chodidla. Nakloní telo vpred.
3. stupeň: korigovaný stoj. Pacient spraví malú nohu na oboch dolných končatinách, nohy má paralelne na šírku bedrových kĺbov. Potom ľahko pokrčí kolenné kĺby (odmokne) a prevedie extrarotáciu v bedrových kĺboch, telo nakloní ľahko vpred, aby dosiahol rovnomerné

rozloženie váhy na chodidlách (opora je na hlavičke prvého a piateho metatarzu a na päte). Ďalej zatlačí nohy do podložky a natiahne telo v pozdĺžnej osi chrbtice. Brušná stena je oploštená, hlava je napriamená, ramenná sú uvoľnené, rozložené do šírky a ľahko tlačené dolu. Chrbtica si ponecháva fyziologické zakrivenie (Veverková, Vávrová in Kolář et al., 2009, s. 273-274). Korigovaný stoj s aktiváciou malej nohy pozri obr. 3.



Obrázok 3: Korigovaný stoj s aktiváciou malej nohy

1.4.2 Korigovaný stoj na jednej dolnej končatine

Najprv sa vykoná korekcia stojného chodidla (aktivácia malej nohy) a následne prenesenie váhy na jednu dolnú končatinu. Druhá dolná končatina sa zatiaľ ľahko opiera o podložku pre lepšiu stabilitu tela. Nasleduje mierne pokrčenie a vytočenie stojného kolena nad vonkajšiu hranu chodidla, potom mierne naklonenie tela dopredu a prenesenie ťažiska vpred. Stojné chodidlo sa zatlačí do podložky a súčasne natiahnutie v smere dlhej osi tela uľahčí ďalšiu korekciu stoja. Pohyb sa dokončí zdvihnutím chodidla zo zeme. Zdvihnutá dolná končatina je ohnutá v bedrovom kĺbe do 20-25 stupňov a koleno do 90 stupňov (Janda, Vávrová, 1992, s. 25-26).

1.5 Funkcia krátkych svalov nôh

1.5.1 Funkcia krátkych svalov nohy počas stoja

Väčšina svalovej aktivity počas pokojného stoja sa vyskytuje v plantárnych flexoroch členka a je asociovaná s anteroposteriornymi výchylkami (body sway) (Winter, 1995, s. 198). Avšak vzhľadom na to, že slabosť krátkych plantárnych svalov nohy je prispievajúcim faktorom zhoršenia balancie (Menz et al., 2005, s. 1546; Mickle et al., 2009, s. 781-791), je tu pravdepodobnosť, že tieto svaly sa tiež podieľajú na udržiavaní rovnováhy a ako také môžu byť významné v posturálnej kontrole (Kelly et al., 2012, s. 46). Taktiež Travellová a Simons uvádzajú možnosť funkčnej role vlastných svalov nohy v stabilizácii nohy počas balancie na jednej dolnej končatine (Travell, Simons in Jam, 2014, nestránkované).

Kelly et al. v svojej štúdií pomocou snímania elektromyografickej aktivity vlastných svalov nohy sledovali rozdiely v aktivačnom vzore počas bipedálneho stoja v pokoji a stoja na jednej dolnej končatine. Ich výsledky ukazujú, že aktivita krátkych svalov planty sa zvyšuje so zvyšujúcou sa posturálnou náročnosťou. Tieto svaly autori označili ako jasne významné v posturálnej kontrole a aktivované k stabilizácii nohy a udržaniu balancie v medio-laterálnom smere, najmä počas stoja na jednej dolnej končatine. Prikláňajú sa tiež k záverom Menza et al. a Mickla et al., ktorí predpokladali, že slabosť vlastných svalov planty je spojená s poruchami rovnováhy a zvyšuje riziko pádov u starších jedincov (Kelly et al., 2012, s. 46, 48-50).

Iný experiment Kellyho et al. ukázal, že aktivácia krátkych svalov planty pri zaťažení produkuje významné zmeny v uhloch segmentov metatarzov a calcaneu, čo pôsobí proti deformácii v dôsledku počiatočného zaťaženia a nakoniec zvyšuje tuhosť pozdĺžnej klenby (Kelly et al., 2014, s. 8).

Headlee et al. tvrdia, že krátke svaly nohy hrajú dôležitú úlohu v udržaní pozdĺžnej klenby nohy v pokojnom stoji. Narušenie týchto svalov únavou malo v ich práci za následok zvýšenie pronácie, ktorá sa hodnotila navikulárnym poklesom (Headlee et al., 2008, s. 420-425).

1.5.2 Funkcia krátkych svalov nohy počas dynamických aktivít

Vlastné svaly nohy sú aktívne ako celok počas chôdze (Chang et al., 2008, nestránkované; Soysa et al., 2012, nestránkované). Mann a Inman naznačujú, že úlohou vlastných svalov nohy je stabilizácia nohy počas propulzie (Mann a Inman in Soysa et al., 2012, nestránkované). Tieto svaly významne prispievajú k udržaniu stabilnej opornej bázy počas dynamických aktivít (Jam in Sauer et al., 2011, s. 43). Ich slabá aktivácia a funkcia môže viesť k pozmenenej distribúcií síl počas chôdze (Sauer et al., 2011, s. 43). Jam naznačuje, že správna neuromuskulárna kontrola týchto svalov je nevyhnutná k stabilizácii nohy a kontrole pohybu počas stojnej fázy krokového cyklu (Jam in Sauer et al., 2011, s. 43). Elektromyografická štúdia na 12 probandoch ukázala aktivitu m. abductor digiti minimi, abductor hallucis, flexor digitorum brevis, interossei dorsales, a lumbricales počas stojnej fázy chôdze a nepretržite až po odraz palca (Soysa et al., 2012, nestránkované). Architektúra a kontrakčný čas m. flexor digitorum brevis odrážajú jeho unikátne priame prispetie (cez flexiu palca) k posturálnej stabilite a k rýchlemu rozvoju reakčných síl počas silových aktivít akými sú beh a skákanie (Tosovic et al., 2012, s. 930).

Štúdia Jacoba odhalila, že m. flexor hallucis brevis (v kombinácii s m. abductor hallucis), a m. flexor digitorum brevis sú schopné vynaložiť približne 36 % a 13 % sily telesnej hmotnosti počas propulzívnej fázy chôdze (Jacob in Soysa et al., 2012, nestránkované).

Hashimoto a Sakuraba vo svojej štúdii overovali efekt posilňovania vlastných flexorov nohy. Súbor tvorili dvanásť mladí zdraví muži vo veku 29 ± 5 rokov. Tréning pozostával z flexie všetkých prstov v interfalangeálnych a metatarzofalangeálnych kĺboch proti trojkilovej záťaži. Probandi ležali na chrbte, s fixovanými dolnými končatinami. Kolená boli v extenzii a členky v maximálnej plantárnej flexii kvôli čo najväčšiemu vyradeniu dlhých flexorov nohy. Cvičilo sa raz do dňa 200 opakovaní, trikrát do týždňa, po dobu ôsmich týždňov. Testované položky boli merané pred a po ôsmich týždňoch tréningu. Sila vlastných flexorov nohy bola meraná pomocou dynamometra. Významné zmeny boli pozorované u silového skóre vlastných flexorov nohy, nožných klenb, vertikálneho skoku, skoku do diaľky 1DK, a v šprinte na 50 metrov. Táto posilňovacia metóda krátkych flexorov nohy významne zlepšila silové skóre, tvar nožnej klenby a výkon všetkých dynamických testov. V svojej ďalšej štúdii autori potvrdili účinnosť cvičenia flexie prstov počas plantárnej flexie v členkovom kĺbe na posilnenie vlastných ohýbačov nohy. Svalová aktivita m. flexor hallucis

brevis a m. flexor digitorum brevis sa významne zvýšila pri plantárnej flexii v porovnaní so stredným postavením členkového kĺbu (Hashimoto a Sakuraba, 2014b, s. 451-453).

1.5.3 Vplyv krátkych svalov nohy na vznik rôznych syndrómov či deformít

Predpokladá sa, že slabosť a dysfunkcia krátkych plantárnych svalov nohy môže prispieť k patológiám ako plantárna fasciitída (Wearing et al. in Kelly et al., 2012, s. 46), hallux valgus (Arinci-Incel et al. in Kelly et al., 2012, s. 46), a mediálny tibiálny stres syndróm (Senda et al. in Kelly et al., 2012, s. 46), a to kvôli zníženej schopnosti kontrolovať pronáciu nohy (Headlee et al. in Kelly et al., 2012, s. 46). Slabosť vlastných svalov nohy sa tiež podieľa na vývoji pes cavus u ochorenia Charcot-Marie-Tooth (Chung et al., Gallardo et al. in Soysa et al., 2012, nestránkované), bolesti päty (Headlee et al., 2008, s. 420), či kladivkovej deformácie prstov (Myerson, Shereff, Kwon et al. in Soysa et al., 2012, nestránkované). Úroveň slabosti krátkych svalov nohy nutnej k rozvoju týchto deformít však zostáva neznáma (Soysa et al., 2012, nestránkované). Naproti tomu Bus a Maas nepovažujú úlohu atrofie krátkych svalov nohy v etiológii dráповitej deformity prstov u diabetickej neuropatie za primárnu, či tak zrejmu ako sa tomu všeobecne verí (Bus, Maas, 2009, s. 1063). Latey et al. v ich systematickom prehľade uvádzajú aj napriek niektorým protichodným údajom významný vzťah medzi bolesťou nohy a slabosťou vlastných svalov nohy, predovšetkým vzťahujúcej sa k flexii prstov a bolesti nohy (Latey et al., 2014, nestránkované).

1.5.4 Musculus quadratus plantae

M. quadratus plantae je hlavným svalom pri aktivácii malej nohy (Janda, Vávrová, 1992, s. 17). U človeka má dve hlavy, menšiu laterálnu, ktorá je prítomná i u iných cicavcov a väčšiu mediálnu hlavu, ktorá je unikátna pre človeka. Hlavy od seba oddeľuje ligamentum plantare longum. Na ruke nenájdeme analógny sval (Sooriakumaran, 2005, s. 30,34). Čihák označuje m. quadratus plantae ako pomocný sval pre m. flexor digitorum longus pri flexii distálnych článkov prstov (Čihák, 2011, s. 494), no existuje mnoho teórií o jeho funkcii, ktoré sa i kombinujú. Lyman vo svojom prehľade uvádza štyri teórie a to: m. quadratus plantae (QP) ako sval slúžiaci na vyrovnanie šikmého ťahu m. flexor digitorum longus, QP ako pronátor chodidla, QP ako plantárny flexor prstov a QP ako stabilizátor lumbrikálnych svalov.

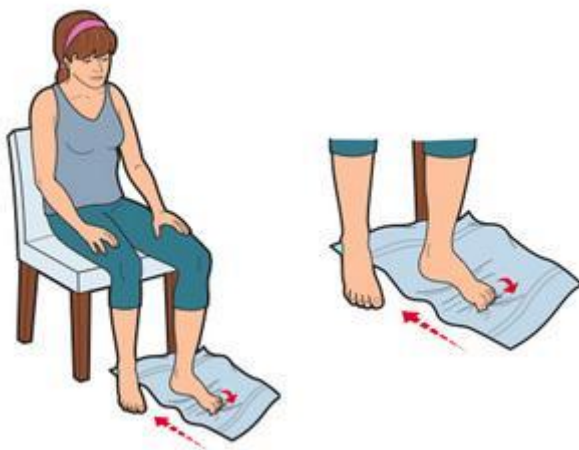
Žiadna jednotlivá teória o funkcii tohto svalu nie je jednomyselne podporovaná alebo zamietnutá vedeckou komunitou (Lyman, 2009, nestránkované).

1.5.5 Efekt cvičenia malej nohy

Okamžitým efektom cvičenia malej nohy sa zaoberali vo svojej výskumnej práci Moon et al. Cieľom štúdie bolo určiť okamžitý efekt cvičenia na dynamickú balanciu probandov s nadmerne pronovaným chodidlom. Autori k určeniu zmien použili test LOS pred a po cvičení malej nohy v stoji a sede. V rámci tohto testu vyšetované osoby menili polohu COP ôsmimi smermi a to: dopredu, dopredu doľava, doľava, dozadu doľava, dozadu, dozadu doprava, doprava a dopredu doprava. Po cvičení malej nohy sa významne zvýšili LOS v smeroch dopredu, doľava, dozadu a doprava v porovnaní s hodnotami pred cvičením. Cvičenie malej nohy okamžite zlepšilo dynamickú balanciu probandov s nadmerne pronovaným chodidlom (Moon et al., 2014, s. 117-119).

Naproti tomu, Rothermel et al. pri porovnávaní efektivity tradičného balančného tréningu a balančného tréningu s dôrazom na pozíciu nohy, t. j. s aktiváciou malej nohy, došli k záveru, že tradičný balančný tréning sa javí byť viac efektívnejší ako balančný tréning s aktiváciou malej nohy u zdravých jedincov. Do štúdie sa zapojilo 45 zdravých študentov vo veku $20,9 \pm 2,4$ roka. 16 dokončilo tradičný balančný tréningový program, 14 balančný program s dôrazom na prevedenie malej nohy a 15 predstavovalo kontrolnú skupinu, ktorá necvičila vôbec. Probandi v cvičiacich skupinách vykonávali balančný tréning na ich dominantnej dolnej končatine po dobu 4 týždňov. Dominantnú dolnú končatinu určili pomocou otázky Ak by do vás niekto tlačil a vy by ste mali udržať balanc na jednej dolnej končatine, ktorú dolnú končatinu by ste si vybrali? Meraným parametrom bola rýchlosť zmien polohy COP (COPV) vyšetovaná počas stoji v pokoji na jednej dolnej končatine na silovej plošine pri otvorených a zatvorených očiach, a to na trénovanej aj netrénovanej dolnej končatine. Skupina vykonávajúca tradičný balančný tréning sa zlepšila podstatne viac ako skupina s aktiváciou malej nohy a kontrolná skupina. Zlepšenie v COPV bolo u skupiny s tradičným tréningom na oboch dolných končatinách, t. j. na trénovanej i netrénovanej dolnej končatine, pričom najväčšie zlepšenie nastalo na trénovanej dolnej končatine pri zatvorených očiach. Skupina cvičiaca malú nohu a kontrolná skupina nedosiahla štatisticky významného zlepšenia ani v jednej testovanej situácii (Rothermel et al., 2004, s. 98-101).

Lynn et al. porovnávali rozdiely v statickej a dynamickej balančnej úlohe po absolvovaní 4 týždenného posilňovania vlastných svalov nohy: cvičenie malej nohy versus towel-curl exercise. Towel curl exercise (prípadne toe curl exercise, alebo towel toe curls) znamená cvičenie flexie prstov nohy, respektíve úchopovej funkcie nohy prostredníctvom flexie prstov (pozri obr. 4, s. 24). Štúdie sa zúčastnilo 24 zdravých dobrovoľníkov vo veku $23 \pm 1,6$ roka rozdelených do troch skupín po 8 probandov a to na: skupinu cvičiacu malú nohu, skupinu cvičiacu towel-curl exercise a kontrolnú skupinu. Probandi prvých dvoch skupín cvičili doma dané cviky po dobu 4 týždňov, každý deň 100 opakovaní. Prvé dva týždne prebiehalo cvičenie v sede, ďalšie dva týždne v stoj. Meranými parametrami bola navikulárna výška počas zaťaženia, celkový rozsah pohybu COP v mediolaterálnom smere pre statický balančný test (stoj na jednej dolnej končatine po dobu 30 s) a dynamický balančný test (modifikovaný Star Excursion-(Y-Balance) Test, pozri prílohu 1). V navikulárnej výške a v statických balančných testoch sa nezistili rozdiely. V dynamickom balančnom teste sa znížil celkový rozsah pohybu COP v mediolaterálnom smere vo všetkých skupinách na dominantnej dolnej končatine o malú hodnotu (približne 5 mm), avšak skupina cvičiacu malú nohu bola schopná znížiť výchyľky COP viac ako skupina cvičiacu towel curl exercise na nedominantnej končatine. Lynn et al. uvádzajú možnosť, že nábor - svalová aktivácia vlastných svalov nohy, počas jednoduchej úlohy, je tak malá, že všetci probandi mali dostatočnú silu alebo neurálne riadenie týchto svalov už pred začatím cvičebnej intervencie (Lynn et al., 2012, s. 327-332).



Obrázok 4: Towel curl exercise / Toe curl exercise (Shea, 2015, nestránkované)

Výsledky sú podobné ako v práci Drewesa et al., kde probandi so zranením na dolnej končatine absolvovali v rámci liečebného programu okrem fyzikálnej terapie i cvičenie malej nohy. Súbor tvorilo 15 probandov (vek 30 ± 10 rokov), ktorí po dobu štyroch týždňov vykonávali 100 opakovaní malej nohy každý deň. Uskutočnili sa 3 merania, a to na začiatku, po dvoch týždňoch a po štyroch týždňoch. Meranými veličinami boli Q-uhol v stoji, uhol zadonožia v stoji, navikulárny pokles, step down test score (6 - bodová škála), test na vlastné svaly nohy (3 - bodová škála) a Lower extremity functional scale score (Drewes et al., 2008, s. 105). V step down teste sa proband postaví na schod (výška 8 inch = 20,32 cm) a zostúpi dole na podlahu. Spodná dolná končatina sa len dotkne päťou podlahy a vráti sa späť na schod do plnej extenzie v kolennom kĺbe. To sa počíta ako jedno opakovanie. Testovanie trvá 30 sekúnd (Loudon et al., 2002, s. 257). V teste na vlastné svaly nohy má proband zdvihnúť prsty smerom k stropu, pričom päta a hlavičky metatarzov zostávajú na zemi. Počas testovania stojí proband na jednej dolnej končatine po dobu 30 sekúnd, pričom udržuje elevovanú klenbu a pozíciu nohy pokiaľ mu neklesnú prsty na podlahu. Hodnotí sa sila a aktivácia vlastných svalov nohy podľa schopnosti udržať výšku klenby a pozíciu nohy. Prevedenie je hodnotené ako slabé, dostačujúce a dobré (Drewes, Hertel, 2009, s. 28). Lower extremity functional scale je uvedený v prílohe 2. V step down teste a v teste na vlastné svaly nohy bol významný rozdiel po 4 týždňoch cvičenia. Párové porovnanie ukázalo významný rozdiel medzi základným vyšetrením a vyšetrením uskutočneným po 2 a 4 týždňoch. Medzi druhým a štvrtým týždňom nebol nájdený signifikantný rozdiel. V Lower extremity functional scale score bol taktiež významný rozdiel po štyroch týždňoch. Párové porovnanie však ukázalo významný rozdiel len medzi druhým a štvrtým týždňom, medzi počiatočným a druhým meraním už nie (Drewes et al. 2008, s. 105).

1.5.6 Malá noha a nožná klenba

Správne fungovanie vlastných svalov nohy je základ v udržaní integrity pozdĺžnej klenby nohy. Nesprávne fungovanie týchto svalov vedie k nadmernej pronácii chodidla, ktorá je spájaná s rôznymi patológiami (Lynn et al., 2012, s. 327). Štúdia Mulligana a Cooka poskytuje predbežný dôkaz o tom, že izolovaná aktivita m. quadratus plantae, t. j. cvičebný prvok malá noha, môže byť hodnotná v statickej aj dynamickej podpore pozdĺžnej nožnej klenby. Štúdie sa zúčastnilo 21 asymptomatických dobrovoľníkov ($26,1 \pm 3,7$ rokov), ktorí dokončili 4-týždenný tréningový program cvičenia malej nohy. Bolo zaznamenané významné

zlepšenie počas testu Star excursion balance test (pozri prílohu 3) vo všetkých smeroch s výnimkou anteriórneho dosahu počas stoja na jednej dolnej končatine. Výkon vlastných svalov nohy sa počas statickej unilaterálnej balančnej aktivity zlepšil zo stupňa dostačujúci na dobrý (popis stupnice pozri prílohu 4) (Mulligan, Cook, 2013, s. 425-430). Statickou balančnou aktivitou sa myslí test na vlastné svaly nohy, ktorý je obdobný ako popisuje Drewes a Hertel (Drewes, Hertel, 2009, s. 28). Testovaná osoba stojí na jednej dolnej končatine pričom hlavičky metatarzov a päta sú položené na zemi, prsty sú extendované a relaxované. Jedinec má udržať nožnú klenbu a pozíciu nohy bez krčenia prstov alebo uchopovania podlahy počas testovania. Dolná končatina má zostať pokiaľ možno nehybná, bez rotovania tibie alebo otáčania v členkovom kĺbe. Cieľom tohto funkčného testu je udržanie tvaru nožnej klenby a navikulárnej výšky bez zapojenia dlhých svalov nohy. Hodnota navikulárneho poklesu sa v experimente znížila, výškový index klenby sa zvýšil (Mulligan, Cook, 2013, s. 425-430).

Porovnaním efektivity cvičenia malej nohy a toe curl exercise na svalovú aktivitu m. abductor hallucis a uhol pozdĺžnej klenby nohy sa zaoberali vo svojej práci Jung et al. Aktivácia m. quadratus plantae bez (t. j. cvičenie malej nohy), a za súčasnej aktivácie dlhých plantárnych flexorov prstov (toe curl exercise) bola vykonávaná v sede, alebo stojí na jednej dolnej končatine. Výskumu sa zúčastnilo 20 probandov s neutrálnym postavením chodidla (vek $26,2 \pm 4,6$ roka). Elektromyografická aktivita m. abductor hallucis počas cvičenia malej nohy bola významne väčšia než počas toe curl cvičenia v oboch cvičebných pozíciách. Počas cvičenia malej nohy, EMG aktivita m. abductor hallucis bola významne vyššia pri cvičení v stoji na jednej dolnej končatine než v sede. Uhol pozdĺžnej nožnej klenby pri cvičení malej nohy bol signifikantne menší než počas cvičenia toe curl v oboch cvičebných pozíciách. Výsledky naznačujú, že cvičenie malej nohy je viac prospešné posilňovacie cvičenie ako cvičenie toe curl v aktivácii m. abductor hallucis (Jung et al., 2011, s. 30-35).

V ďalšej štúdií sa Jung et al. zaoberali vplyvom ortopedických vložiek a cvičenia malej nohy u diagnózy pes planus. 28 subjektov s plochou nohou bolo náhodne rozdelených do skupiny užívajúcej osem týždňov len ortopedické vložky a do skupiny užívajúcej ortopedické vložky a zároveň cvičiacej malú nohu. Hodnotila sa prierezová plocha m. abductor hallucis a sila m. flexor hallucis pred a po intervencii. Výsledky poukázali na väčšiu efektívnosť vo zvýšení prierezovej plochy m. abductor hallucis a sily m. flexor hallucis v skupine používajúcej ortopedické vložky a zároveň cvičiacej malú nohu. Vzhľadom k výsledkom, Jung et al. odporúčajú kombinovať užívanie ortopedických vložiek do topánok

spolu s cvičením malej nohy k zlepšeniu sily m. abductor hallucis u ľudí s plochými nohami (Jung et al., 2011b, s. 225-231).

1.5.7 Cvičenie malej nohy za rôznych podmienok

Heo a An sa v svojej práci venovali účinku inklinovaného členkového kĺbu na aktiváciu m. abductor hallucis počas cvičenia malej nohy. 14 zdravých probandov vo veku $24,71 \pm 5,12$ rokov realizovalo cvičenie malej nohy v neutrálnej pozícii a cvičenie malej nohy s 30° pasívnou dorziflexiou členka. Cvičenie s inklinovaným chodidlom malo signifikantne väčšiu aktivitu m. abductor hallucis (Heo, An, 2014, s. 619-620).

Goo et al. porovnávali efekt aktivácie m. abductor hallucis počas cvičenia malej nohy v stoji a v sede. Štúdie sa zúčastnilo 11 zdravých dobrovoľníkov vo veku $26,09 \pm 2,91$ rokov. Nezistil sa signifikantný rozdiel v aktivácii počas stoji a v sede (Goo et al., 2014, s. 1635-1636).

1.6 Metódy vyšetrenia posturálnej stability

Klinické testovanie rozdeľuje Vařeka na statické a dynamické. Príkladom statických testov je Rombergov test, tandemový Rombergov test, testovanie voľného bipedálneho stoji, či stoji na jednej dolnej končatine. Medzi dynamické testy patrí napríklad vyšetrenie chôdze a jej modifikácií, maximálnych voľných výchyliek bez zmeny kontaktnej plochy, člňkový beh, či skok na jednej dolnej končatine. Oba typy testov môže doprevádzať i využitie techniky (videozáznam, silové plošiny, EMG a iné). K moderným metódam vyšetrenia posturálnej stability patrí posturografia (Vařeka, 2002b, s. 127).

1.6.1 Posturografia

Počítačová posturografia predstavuje kvantitatívnu a objektívnu metódu hodnotenia posturálnej stability. Pri posturografickom vyšetrení sa merajú reakčné sily, resp. ich rozklad v troch na seba kolmých rovinách, pôsobiace na tenzometrickú plošinu. Jednotlivé zložky reakčnej sily (anterioposteriórna, mediolaterálna a vertikálna) a ich momenty sú snímané piezoelektrickými tenzometrami umiestenými v rohoch plošiny. Z nasnímaných hodnôt

možno matematickou úpravou získaných veličín vypočítať COP, t. j. pôsobisko reakčnej sily. Plošina registruje polohu COP v čase.

Posturografické vyšetrenie sa uskutočňuje na tenzometrickej alebo silovej plošine. V rámci výstupných parametrov sa hodnotí hlavne amplitúda, rýchlosť a smer exkurzií COP, trajektória pohybu COP, veľkosť silových impulzov alebo rýchlosť automatických i voľných reakcií. Testujú sa aspekty posturálnej kontroly počas alterácií stoja (modul Smart Equitest System firmy NeuroCom) a chôdze (modul Balance Master System firmy NeuroCom).

Všeobecne sa v rámci posturografického výstupu pracuje s COP, avšak posturograf firmy NeuroCom® pracuje s parametrom COG (priemet spoločného ťažiska tela do roviny opornej bázy), ktorý je odvodený matematickým výpočtom vychádzajúcim z výšky a hmotnosti jedinca, ale i z polohy COP. Výška testovaného jedinca sa zadáva pred vyšetrením do zadávacieho protokolu. Hmotnosť je vypočítaná softwerom na základe súčtu vertikálnych síl pôsobiacich na silové senzory.

V module Smart Equitest System sa nachádza duálna pohyblivá silová tenzometrická plošina. Modul Balance Master System naproti tomu obsahuje statickú duálnu tenzometrickú plošinu o väčšej rozlohe. Oba moduly obsahujú päť senzorov. Jednotlivé testy sú koncipované tak, aby izolovali hlavné senzorické, pohybové a biomechanické komponenty k zachovaniu balancie a pritom analyzovali, ako efektívne je vyšetovaná osoba schopná jednotlivé komponenty k zachovaniu balancie využiť. Výsledné údaje jednotlivých testov posturografického systému NeuroCom® sú normované podľa veku do dielčích skupín: 20-39 rokov, 40-59, 60-69, a 70-79 rokov (Kolářová et al., 2014, s. 11-14; Nashner, 1997, s. 280-281; Anonymous, 2013, nestránkované).

Vybrané posturografické testy: Limits of stability (LOS) vyšetruje schopnosť testovaného jedinca prostredníctvom inklinácie tela aktívne meniť COG vopred vymedzeným smerom a udržať dosiahnuté maximum bez zmeny opornej bázy. Testovanými parametrami sú rýchlosť reakcie, priemerná rýchlosť COG pri dosiahnutí vyznačeného bodu, endpoint excursion (bod, kam sa vychýli ťažisko po prvom pokuse o dosiahnutie limitov stability bez zaváhania), maximum excursion (bod maximálneho vychýlenia COG v danom smere) a percentuálne vyjadrená kontrola smeru pohybu COG (Kolářová et al., 2014, s. 20). Schopnosť voľne presúvať ťažisko v rámci limitov stability je základnou zložkou úloh akými sú dosah predmetov, prechod zo sedu do stoja, chôdza a iné. Oneskorenie reakčného času je bežne spojené s ťažkosťami v kognitívnom procese a/alebo pri postihnutí pohybového systému. Zníženie priemernej rýchlosti COG svedčí o deficitoch na vyššej úrovni riadenia CNS ako je tomu napr. pri Parkinsonovej chorobe, či vekom podmienených poruchách.

Neschopnosť dosiahnuť cieľ v jednotlivých smeroch a slabá kontrola smeru pohybu sú ukazovateľmi abnormalít v motorickej kontrole. Exkurzie môžu byť obmedzené biomechanickými obmedzeniami (napríklad rozsahom pohybu). Pacienti so závratami, nestabilní pacienti a ľudia ktorí sa boja pádu môžu umelo znížiť exkurzie, zatiaľčo slabosť dolných končatín môže zamedziť dosiahnutiu a/alebo udržaniu stabilnej cieľovej pozície (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, s. 167; Anonymous, 2013, nestránkované). Obmedzenia v limitách stabilití môžu korelovať s rizikom pádov alebo nestabilití pri bežných denných aktivitách. Pacienti so znížením stabilití v predozadnom smere majú tendenciu k menším krokom pri chôdzi, zatiaľčo pri znížení v laterálnom smere môže dôjsť k chôdzi o širšej báze (Anonymous, 2013, nestránkované).

Motor control test (MCT) posudzuje efektivitu automatických posturálnych reakcií. Využíva k tomu horizontálny posun plošiny o rôznych rýchlostiach. Testovanými parametrami sú: symetria rozloženia telesnej hmotnosti na dolných končatinách, latencia odpovede na podnet a amplitúda aktívnej silovej odpovede na podnet (Kolářová et al., 2014, s. 16-17). Ak sa latencia odpovede zvýši a/alebo amplitúda zníži mimo normálne hodnoty, účinnosť sa znižuje a vyšetřovaní jedinci majú tendenciu k ďalším výchyľkám v závislosti na poruche. Pacienti s abnormálne silnými odpoveďami majú tendenciu k nadmernej korekcii a oscilujú sem a tam. Pri asymetrických hodnotách na dolných končatinách sú jedinci vystavení zvýšenému riziku nestability pri činnostiach akými sú chôdza a dosah v prípade, že menej efektívna dolná končatina je hlavným prostriedkom posturálnej opory. Keďže automatické posturálne reakcie nie sú pod vedomou kontrolou, sú iniciované veľmi rýchlo a možno ich viackrát opakovať počas štúdie, možno v MCT ľahko rozlíšiť automatické reakcie od prehnaných voľných reakcií, ktorých začiatok trvá dlhšie a majú tendenciu sa veľmi líšiť v jednotlivých meraniach (Anonymous, 2013, nestránkované). Latencia automatickej odpovede na podnet je taktiež významná v diagnostickom procese. Zvýšená latencia reakcie súvisí so senzorickým deficitom i so zhoršeným centrálnym spracovaním aferentných informácií (Kolářová et al., 2014, s. 30). Dlhšie latencie možno nájsť i u jedincov s muskuloskeletálnym/biomechanickým problémom a/alebo patológiou (Anonymous, 2013, nestránkované). Oneskorenie nástupu posturálnych reakcií môžu zapríčiniť i rôzne choroby postihujúce nervovú sústavu ako napríklad skleróza multiplex, periférne neuropatie, cievna mozgová príhoda, či zmeny spôsobené vekom (Horak, 1997, s. 521).

Unilateral stance (US) hodnotí posturálnu stabilitu počas stoja na jednej dolnej končatine. Testovaným parametrom je priemerná rýchlosť posturálnych výchyľiek troch dielčích pokusov každej testovanej situácie. Testujú sa obe dolné končatiny a to pri

otvorených i zatvorených očiach (Anonymous, 2013, nestránkované). Zdraví jedinci majú signifikantne väčšie výchylky pri stoji na jednej dolnej končatine ako pri stoji na oboch dolných končatinách a ešte väčšie výchylky sú v stoji na jednej dolnej končatine so súčasne zatvorenými očami (Winter, 1995, s. 199; Simoneau et al., 1995, s. 121; Anonymous, 2013, nestránkované). Jedinci, ktorí sa stávajú nestabilnými môžu mať ťažkosti pri využívaní vizuálnych alebo somatosenzorických informácií pre balančnú kontrolu, a/alebo môžu mať problémy v muskuloskeletálnom systéme. Funkčné dôsledky sú významné pre uskutočňovanie aktivít, ktoré vyžadujú udržanie rovnováhy na jednej dolnej končatine, ako je napríklad obliekanie nohavíc v stoji, chôdza, alebo pohyb po úzkej opornej ploche (rebrík, lešenie atď.) (Anonymous, 2013, nestránkované).

2 Ciele a hypotézy

Cieľom práce je objektivizovať vplyv aktivácie krátkych svalov nohy na reaktívne a anticipačné mechanizmy balančnej kontroly u zdravých osôb vo vekovom rozmedzí 20-30 rokov za pomoci vybraných posturografických testov.

Výskumné otázky:

1. Dôjde pri aktivácii krátkych svalov nohy k zmene priemernej rýchlosti posturálnych výchýliek pri zmene senzorickej podmienok v rámci posturografického testu US?

H01: Nie je rozdiel v testovanom parametri sway velocity počas pokojného stoja na jednej dolnej končatine a stoja na jednej dolnej končatine s aktiváciou malej nohy pri otvorených očiach:

- a) na dominantnej dolnej končatine
- b) na nedominantnej dolnej končatine.

H_A1: Existuje rozdiel v testovanom parametri sway velocity počas pokojného stoja na jednej dolnej končatine a stoja na jednej dolnej končatine s aktiváciou malej nohy pri otvorených očiach:

- a) na dominantnej dolnej končatine
- b) na nedominantnej dolnej končatine.

H02: Nie je rozdiel v testovanom parametri Sway velocity počas pokojného stoja na jednej dolnej končatine a stoja na jednej dolnej končatine s aktiváciou malej nohy pri zatvorených očiach:

- a) na dominantnej dolnej končatine
- b) na nedominantnej dolnej končatine.

H_A2: Existuje rozdiel v testovanom parametri Sway velocity počas pokojného stoja na jednej dolnej končatine a stoja na jednej dolnej končatine s aktiváciou malej nohy pri zatvorených očiach:

- a) na dominantnej dolnej končatine
- b) na nedominantnej dolnej končatine.

2. Je rozdiel medzi pokojným stojom a stojom s aktiváciou krátkych svalov nohy v schopnosti vyšetrovaného aktívne meniť polohu COP vopred vymedzenými smermi dopredu, doprava, dozadu a doľava v teste LOS?

H03: Reakčný čas sa nemení počas pokojného stoja a stoja s aktiváciou malej nohy:

- a) v smere dopredu
- b) v smere doprava
- c) v smere dozadu
- d) v smere doľava.

H_A3: Reakčný čas sa mení počas pokojného stoja a stoja s aktiváciou malej nohy:

- a) v smere dopredu
- b) v smere doprava
- c) v smere dozadu
- d) v smere doľava.

H04: Testovaný parameter Endpoint excursion sa nelíši pri pokojnom stoju a stoju s aktiváciou malej nohy:

- a) v smere dopredu
- b) v smere doprava
- c) v smere dozadu
- d) v smere doľava.

H_A4: Testovaný parameter Endpoint excursion sa líši pri pokojnom stoju a stoju s aktiváciou malej nohy:

- a) v smere dopredu
- b) v smere doprava
- c) v smere dozadu
- d) v smere doľava.

3. Má aktivácia krátkych svalov nohy vplyv na efektivitu automatických posturálnych reakcií na translácie plošiny v závislosti na smere a rýchlosti translácie pri teste MCT?

H05: Doba latencie sa nemení v smere podtrhu dozadu pri pokojnom stoju a stoju s aktiváciou malej nohy:

- a) pri strednej rýchlosti

b) pri veľkej rýchlosti.

H_A5: Doba latencie sa mení v smere podtrhu dozadu pri pokojnom stoji a stoji s aktiváciou malej nohy:

a) pri strednej rýchlosti

b) pri veľkej rýchlosti.

H06: Doba latencie sa nemení v smere podtrhu dopredu pri pokojnom stoji a stoji s aktiváciou malej nohy:

a) pri strednej rýchlosti

b) pri veľkej rýchlosti.

H_A6: Doba latencie sa mení v smere podtrhu dopredu pri pokojnom stoji a stoji s aktiváciou malej nohy:

a) pri strednej rýchlosti

b) pri veľkej rýchlosti.

3 Metodika výskumu

Meranie prebehlo v kineziologickom laboratóriu Oddelenia rehabilitácie Fakultnej nemocnice v Olomouci v období od septembra do decembra roku 2014.

3.1 Charakteristika súboru

Testovaný súbor tvorilo tridsať zdravých osôb, vysokoškolských študentov fyzioterapie a fyzioterapeutov, v priemernom veku $21 \pm 1,14$ rokov, priemernej výšky $170,3 \pm 7,95$ cm a váhy $64,3 \pm 8,95$ kg, z toho bolo 23 žien a 7 mužov. Dominantná dolná končatina bola u všetkých testovaných jedincov pravá dolná končatina. Dominancia bola testovaná otázkou, ktorú dolnú končatinu preferujú pri kope do lopty (Knight, Weimar in Lynn et al., 2012, s. 329). Do štúdie boli zaradení probandi bez neurologického, ortopedického a traumatologického nálezu na dolných končatinách, schopní samostatného prevedenia cvičebného prvku malá noha v bipedálnom stoji a stoji na jednej dolnej končatine. Probandi boli informovaní o priebehu merania a vyjadrili súhlas s účasťou vo výskume a anonymným zverejnením výsledkov pre účely diplomovej práce, pozri prílohu 5.

3.2 Použité vybavenie a prístroje

Efektivita posturálnej stabilizácie sa hodnotila pomocou dynamickej počítačovej posturografie od firmy NeuroCom® modul Smart Equitest Systém. Z tohto modulu boli použité dielčie testy a to Limits of Stability (LOS), Motor Control Test (MCT) a Unilateral stance (US).

Limits of stability (LOS): Cieľom testu bolo zhodnotenie schopnosti vyšetrovaného aktívne meniť polohu COG vopred vymedzeným smerom inklináciou tela a udržať dosiahnuté maximum bez zmeny opornej bázy. Pohyb COG proband v priebehu testu sledoval na monitore a vďaka tomuto vizuálnemu feedbacku mohol daný smer korigovať. Testovalo sa všetkých osem smerov (dopredu, dopredu doprava, doprava, dozadu doprava, dozadu, dozadu doľava, doľava a dopredu doľava), pričom štatisticky spracované boli 4 smery a to: dopredu, doprava, dozadu a doľava. Vyšetovaná osoba bola vždy na začiatku merania poučená, aby sa po zaznení zvukového signálu snažila čo najrýchlejšie a najpresnejšie dosiahnuť zvýrazneného bodu na obrazovke a snažila sa v maximálnom dosiahnutom bode zotrvať do

zaznenia ďalšieho zvukového signálu. Pred začatím merania si proband testované situácie vyskúšal.

Testovanými parametrami, ktoré sme neskôr štatisticky spracovali boli:

- a) reakčný čas (RT), ktorý nás informoval ako rýchlo proband zareagoval na zvukový signál ohlasujúci začiatok testu
- b) endpoint excursion (EPE), t. j. bod, kam sa vychýli ťažisko pri prvom pokuse o dosiahnutie limitov stability bez zaváhania.

Motor control test (MCT): Tento test slúžil k posúdeniu efektivity automatických posturálnych reakcií na translácie plošiny v závislosti na smere (dopredu a dozadu) a rýchlosti translácie (malá, stredná a rýchla). Testovaný jedinec bol informovaný, že sa bude pohybovať podložka. Štatisticky zhodnoteným parametrom bola latencia v oboch smeroch pri rýchlosti translácie strednej a rýchlej. Latencia vyjadrená časom v milisekundách hodnotila efektivitu reakcie na vonkajší podnet. Čím vyššie hodnoty boli namerané, tým bola nižšia efektivita reakcie.

Unilateral stance (US): Prostredníctvom testu US sa hodnotila posturálna stabilita počas stoja na jednej dolnej končatine (dominantnej i nedominantnej) s otvorenými a so zatvorenými očami. Ako prvý bol testovaný stoj na ľavej dolnej končatine s otvorenými očami, následne so zatvorenými. V tomto poradí i na pravej dolnej končatine. Zdvihnutá dolná končatina bola držaná v modifikovanom postavení (pozri nižšie postup merania). Každý pokus trval 10 sekúnd a bol opakovaný 3-krát. Keď proband v rámci udržania balancie položil dolnú končatinu na podložku po dobu viac ako 1 sekundy, test bol vyhodnotený ako pád. Testovaným parametrom bola priemerná rýchlosť posturálnych výchýliek, t. j. sway velocity, troch dielčích pokusov každej testovanej situácie (Kolářová, 2012, s. 9-11).

3.3 Postup merania

Počas merania sme sa snažili zaistiť, aby prostredie miestnosti bolo pokojné s minimalizáciou vonkajších rušivých elementov, so stálou izbovou teplotou. Probandi predviedli aktiváciu malej nohy, vyplnili anamnestický dotazník pozri prílohu 6 a po zoznámení sa so všetkými náležitosťami merania podpísali informovaný súhlas pozri prílohu 5. Účastníci štúdie si vylosovali poradie posturografických testov pre prvú i druhú sériu merania, t. j. pre kontrolné i vlastné experimentálne meranie zvlášť.

Vlastné meranie prebiehalo naboso, postavenie dolných končatín na plošine sme nastavili podľa doporučených štandardov firmy Neurocom, kde nastavenú veľkosť opornej bázy určuje výška probanda. Stabilitu sme hodnotili pomocou posturografických testov US, MCT a LOS v poradí, ako si ich probandi vylosovali.

Prvé meranie pomocou spomínaných testov bolo kontrolné, hodnotil sa stoj v pokoji. Probandi dostali pokyn stáť prirodzene. V posturografickom teste US sa použilo modifikované držanie zdvihnutej dolnej končatiny a to pri prvej i druhej sérii testovania. Zdvihnutá dolná končatina bola ohnutá v bedrovom kĺbe do 20-25 stupňov a koleno do 90 stupňov, pozri obr. 5. Po ukončení prvej série merania nasledoval päť minútový oddych v sede. Probandi pri druhej sérii merania zaujali korigovaný stoj a aktivovali malú nohu na oboch dolných končatinách súčasne (pri teste US na stojnej dolnej končatine) a toto postavenie držali počas merania. V rámci prestávky medzi jednotlivými pokusmi jedného testu si probandi mohli uvoľniť a následne znova aktivovať krátke svaly nôh. Medzi jednotlivými testami v druhej sérii merania bola zaradená chôdza po chodbe na 30 metrov v pokojnom rytme a vo vlastnej obuvi.



(a)

(b)

Obrázok 5: Modifikovaný stoj na 1DK pri teste US

Legenda k obrázku 5:

(a) stoj na 1DK

(b) korigovaný stoj na 1DK s aktiváciou malej nohy

3.4 Štatistické spracovanie nameraných údajov

K štatistickému spracovaniu bol použitý štatistický software IBM SPSS Statistics 22, a program Microsoft Excel 2010. Všetky štatistické testy boli vykonané na hladine signifikancie 0,05.

Namerané údaje boli testované Shapiro-Wilkovými testami normality. Týmito testami bolo preukázané, že väčšina nameraných veličín nemá normálne rozdelenie. Preto bola popisná štatistika vykonaná pomocou robustných štatistických ukazovateľov – mediánu, prvého a tretieho kvartilu, minima a maxima. Hypotézy boli následne overované Wilcoxonovými párovými testami. Testy normality preukázali normálne rozloženie iba u veličiny Endpoint excursion. Táto veličina bola popísaná pomocou priemeru, smerodatnej odchýlky (SD), minima a maxima. Hypotézy, ktoré sa týkali veličiny Endpoint excursion boli overené párovým t -testom.

Výsledky boli prehľadne zhrnuté do tabuliek. V tabuľkách je uvedená hodnota mediánu, hodnota 1. kvartilu (1. kv.), 3. kvartilu (3. kv.), najnižšia nameraná hodnota (min), najvyššia zistená hodnota (max), hodnota testovej štatistiky Z pre Wilcoxonov test a dosiahnutá hodnota štatistickej signifikancie (p). Počet probandov je označený n . Pri veličine Endpoint excursion sú v tabuľke uvedené hodnoty aritmetického priemeru, smerodatnej odchýlky (SD), najnižšia nameraná hodnota (min), najvyššia zistená hodnota (max), hodnota testovej štatistiky T pre párový t -test a dosiahnutá hodnota štatistickej signifikancie (p).

4 Výsledky

4.1 Výsledky k prvej výskumnej otázke

1. výskumná otázka: Dôjde pri aktivácii krátkych svalov nohy k zmene priemernej rýchlosti posturálnych výchýliek pri zmene senzoričných podmienok v rámci posturografického testu US?

H₀₁: Nie je rozdiel v testovanom parametri sway velocity počas pokojného stoja na jednej dolnej končatine a stoja na jednej dolnej končatine s aktiváciou malej nohy pri otvorených očiach:

- a) na dominantnej dolnej končatine
- b) na nedominantnej dolnej končatine.

H_{A1}: Existuje rozdiel v testovanom parametri sway velocity počas pokojného stoja na jednej dolnej končatine a stoja na jednej dolnej končatine s aktiváciou malej nohy pri otvorených očiach:

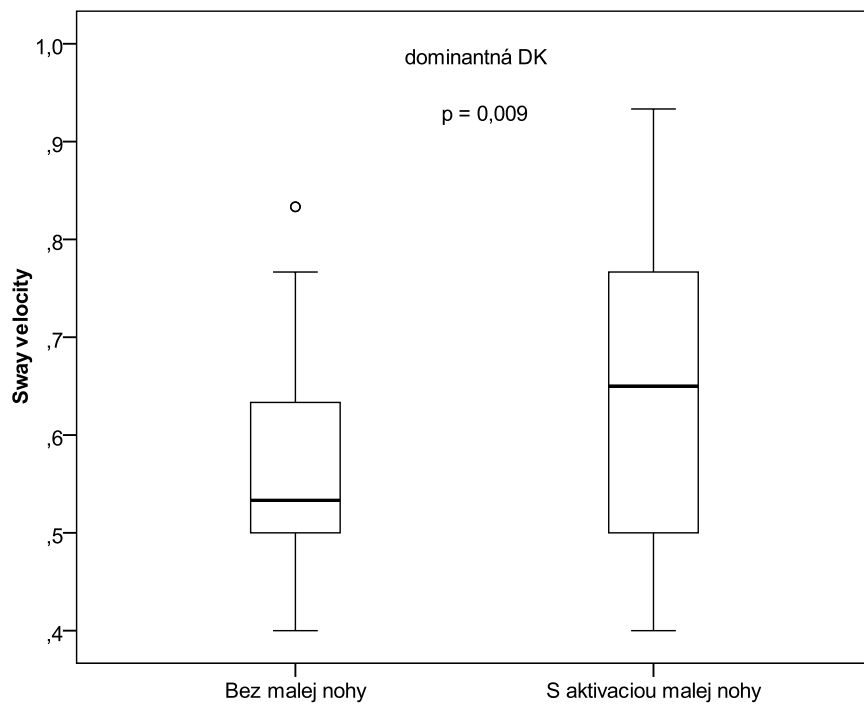
- a) na dominantnej dolnej končatine
- b) na nedominantnej dolnej končatine.

Wilcoxonovými testami boli preukázané štatisticky významne vyššie hodnoty parametru sway velocity počas stoja na dominantnej ($p = 0,009$) i na nedominantnej ($p = 0,006$) dolnej končatine s aktiváciou malej nohy pri otvorených očiach. Hypotézu H₀₁ môžeme zamietnuť v prospech alternatívnej hypotézy H_{A1}.

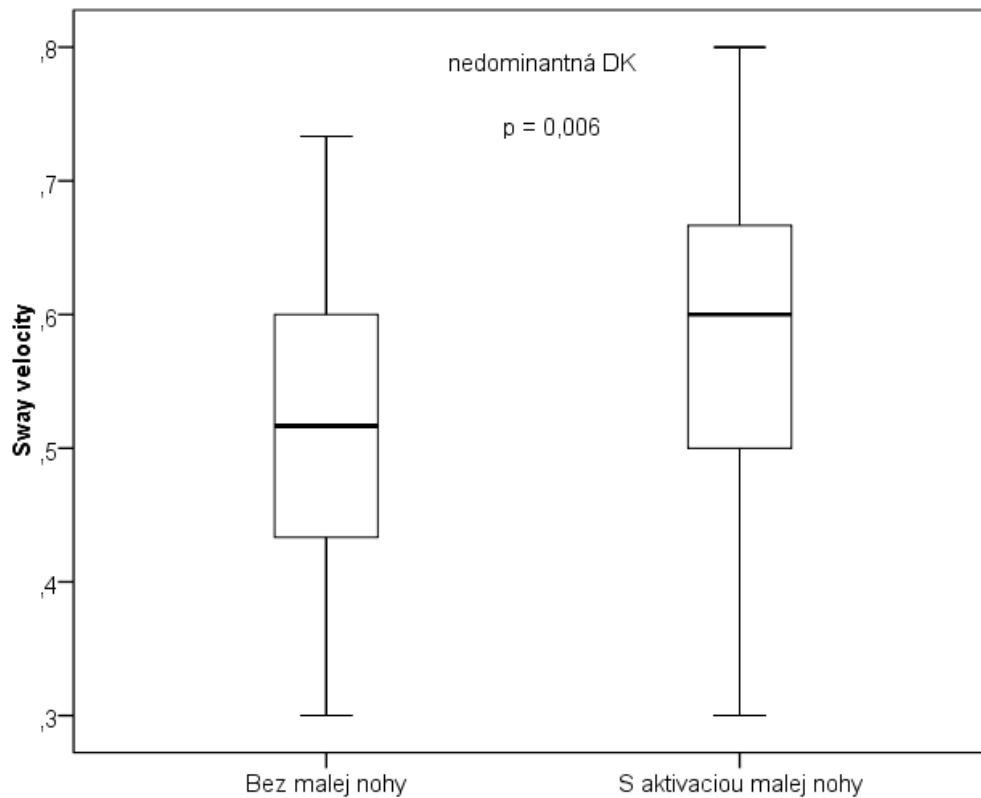
Tabuľka 1: Základné veličiny popisnej štatistiky pre parameter sway velocity v teste US pri otvorených očiach

| Sway velocity | Bez malej nohy ($n = 30$) | | | | | S aktiváciou malej nohy ($n = 30$) | | | | | Z | p |
|-----------------|-----------------------------|--------|--------|------|------|--------------------------------------|--------|--------|------|------|--------|--------------|
| | medián | 1. kv. | 3. kv. | min | max | medián | 1. kv. | 3. kv. | min | max | | |
| otvorené oči | | | | | | | | | | | | |
| dominantná DK | 0,53 | 0,49 | 0,63 | 0,40 | 0,83 | 0,65 | 0,50 | 0,77 | 0,40 | 0,93 | -2,602 | 0,009 |
| nedominantná DK | 0,52 | 0,43 | 0,60 | 0,30 | 0,73 | 0,60 | 0,49 | 0,68 | 0,30 | 0,80 | -2,772 | 0,006 |

Rozloženie hodnôt je prezentované krabicovými grafmi. Vodorovná čiara v krabici znázorňuje hodnotu mediánu, dolná hrana krabice hodnotu 1. kvartilu, horná hrana hodnotu 3. kvartilu. Anténky ukazujú maximálne a minimálne namerané hodnoty, ak boli v súbore nájdené odľahlé a extrémne hodnoty, sú zakreslené krúžkami a hviezdčkami.



Obrázok 6: Krabicový graf pre parameter sway velocity testu US pri otvorených očiach na dominantnej DK



Obrázok 7: Krabicový graf pre parameter sway velocity testu US pri otvorených očiach na nedominantnej DK

H₀₂: Nie je rozdiel v testovanom parametri Sway velocity počas pokojného stoja na jednej dolnej končatine a stoja na jednej dolnej končatine s aktiváciou malej nohy pri zatvorených očiach:

- a) na dominantnej dolnej končatine
- b) na nedominantnej dolnej končatine.

H_{A2}: Existuje rozdiel v testovanom parametri Sway velocity počas pokojného stoja na jednej dolnej končatine a stoja na jednej dolnej končatine s aktiváciou malej nohy pri zatvorených očiach:

- a) na dominantnej dolnej končatine
- b) na nedominantnej dolnej končatine.

Wilcoxonovými testami nebol preukázaný rozdiel v testovanom parametri Sway velocity počas pokojného stoja na jednej dolnej končatine a stoja na jednej dolnej končatine s aktiváciou malej nohy pri zatvorených očiach, $p > 0,05$ u dominantnej i nedominantnej končatiny. Hypotézu H₀₂ nemôžeme zamietnuť. Túto hypotézu prijímame.

Tabuľka 2: Základné veličiny popisnej štatistiky pre parameter sway velocity v teste US pri zatvorených očiach

| Sway velocity | Bez malej nohy ($n = 30$) | | | | | S aktiváciou malej nohy ($n = 30$) | | | | | Z | p |
|-----------------|-----------------------------|--------|--------|------|------|--------------------------------------|--------|--------|------|------|--------|-------|
| | medián | 1. kv. | 3. kv. | min | max | medián | 1. kv. | 3. kv. | min | max | | |
| zatvorené oči | | | | | | | | | | | | |
| dominantná DK | 1,68 | 1,35 | 1,93 | 1,00 | 8,97 | 1,70 | 1,46 | 2,09 | 1,10 | 8,67 | -0,711 | 0,477 |
| nedominantná DK | 1,58 | 1,43 | 1,88 | 1,07 | 8,67 | 1,50 | 1,33 | 2,00 | 0,90 | 8,47 | -0,919 | 0,358 |

4.2 Výsledky k druhej výskumnej otázke

2. výskumná otázka: Je rozdiel medzi pokojným stojom a stojom s aktiváciou krátkych svalov nohy v schopnosti vyšetovaného aktívne meniť polohu COP vopred vymedzenými smermi dopredu, doprava, dozadu a doľava v teste LOS?

H₀₃: Reakčný čas sa nemení počas pokojného stoja a stoja s aktiváciou malej nohy:

- a) v smere dopredu
- b) v smere doprava
- c) v smere dozadu
- d) v smere doľava.

H_{A3}: Reakčný čas sa mení počas pokojného stoja a stoja s aktiváciou malej nohy:

- a) v smere dopredu
- b) v smere doprava
- c) v smere dozadu
- d) v smere doľava.

Wilcoxonovými testami neboli preukázané zmeny v reakčnom čase počas pokojného stoja a stoja s aktiváciou malej nohy v žiadnom z testovaných smerov, $p > 0,05$ vo všetkých smeroch. Hypotézu H_{03} nemôžeme zamietnuť. Túto hypotézu prijímame.

Tabuľka 3: Základné veličiny popisnej štatistiky pre parameter reakčný čas v teste LOS

| reakčný čas | Bez malej nohy ($n = 30$) | | | | | S aktiváciou malej nohy ($n = 30$) | | | | | Z | p |
|-----------------|-----------------------------|--------|--------|------|------|--------------------------------------|--------|--------|------|------|--------|-------|
| | medián | 1. kv. | 3. kv. | min | max | medián | 1. kv. | 3. kv. | min | max | | |
| v smere dopredu | 0,50 | 0,42 | 0,62 | 0,16 | 1,15 | 0,49 | 0,41 | 0,99 | 0,36 | 1,62 | -1,317 | 0,188 |
| v smere doprava | 0,49 | 0,42 | 0,54 | 0,21 | 1,39 | 0,52 | 0,43 | 0,63 | 0,32 | 1,26 | -1,828 | 0,068 |
| v smere dozadu | 0,50 | 0,44 | 0,60 | 0,25 | 1,22 | 0,48 | 0,40 | 0,83 | 0,13 | 1,54 | -0,314 | 0,754 |
| v smere doľava | 0,49 | 0,41 | 0,58 | 0,14 | 1,01 | 0,55 | 0,45 | 0,65 | 0,36 | 1,18 | -1,770 | 0,077 |

H_{04} : Testovaný parameter Endpoint excursion sa nelíši pri pokojnom stoji a stoji s aktiváciou malej nohy:

- a) v smere dopredu
- b) v smere doprava
- c) v smere dozadu
- d) v smere doľava.

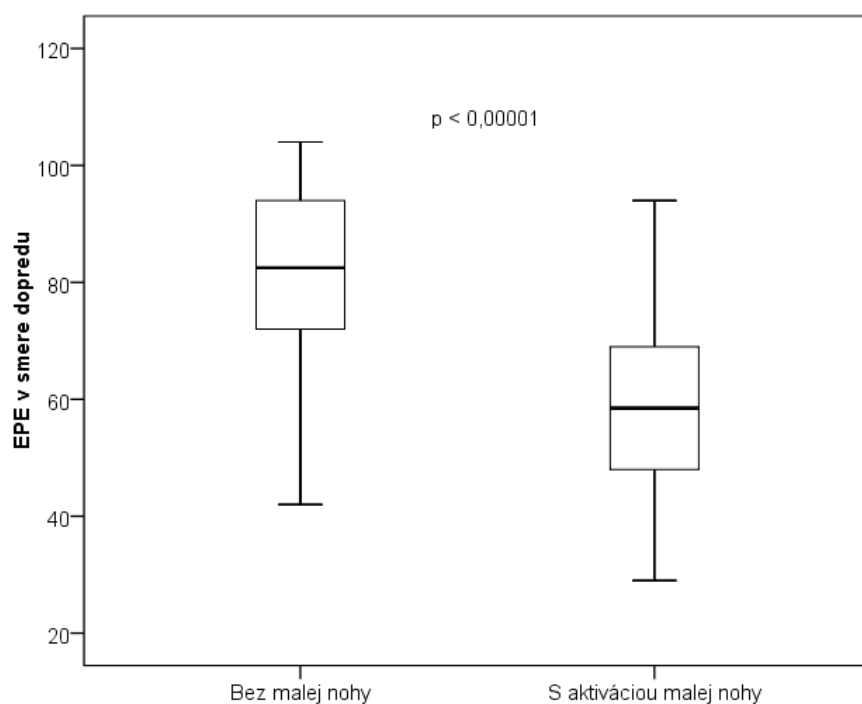
H_{A4} : Testovaný parameter Endpoint excursion sa líši pri pokojnom stoji a stoji s aktiváciou malej nohy:

- a) v smere dopredu
- b) v smere doprava
- c) v smere dozadu
- d) v smere doľava.

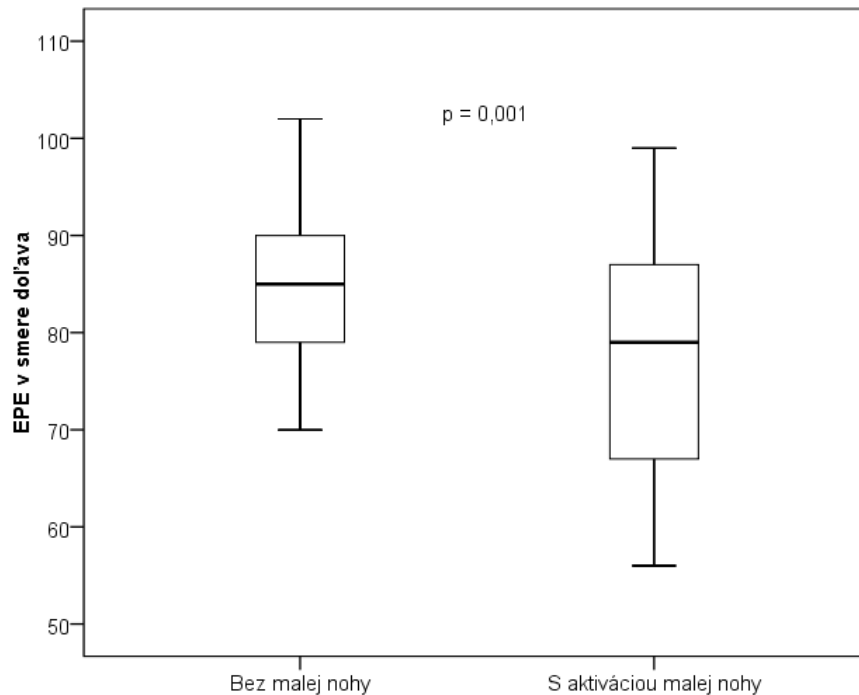
Párovými t-testami boli preukázané štatisticky významne nižšie hodnoty parametra Endpoint excursion v smere dopredu ($p < 0,0001$) a v smere doľava s aktiváciou malej nohy. Hypotézu H_{04} môžeme pre body a) a d) zamietnuť v prospech alternatívnej hypotézy H_{A4} . Pre body b) a c) t. j. pre smer doprava a dozadu nemôžeme hypotézu H_{04} zamietnuť. V týchto bodoch prijímame hypotézu H_{04} .

Tabuľka 4: Základné veličiny popisnej štatistiky pre parameter endpoint excursion v teste LOS

| endpoint excursion | Bez malej nohy ($n = 30$) | | | | S aktiváciou malej nohy ($n = 30$) | | | | T | p |
|--------------------|-----------------------------|-------|-----|-----|--------------------------------------|-------|-----|-----|-------|-------------------|
| | průměr | SD | min | max | průměr | SD | min | max | | |
| v smere dopredu | 81,07 | 17,11 | 42 | 104 | 59,13 | 16,81 | 29 | 94 | 6,274 | <0,0001 |
| v smere doprava | 82,80 | 9,40 | 57 | 96 | 78,80 | 11,29 | 52 | 98 | 1,609 | 0,118 |
| v smere dozadu | 64,70 | 18,78 | 28 | 96 | 63,83 | 14,31 | 36 | 93 | 0,278 | 0,783 |
| v smere doľava | 85,33 | 7,95 | 70 | 102 | 78,17 | 12,34 | 56 | 99 | 3,790 | 0,001 |



Obrázok 8: Krabicový graf pre parameter endpoint excursion testu LOS v smere dopredu



Obrázok 9: Krabicový graf pre parameter endpoint excursion testu LOS v smere doľava

4.3 Výsledky k tretej výskumnej otázke

3. výskumná otázka: Má aktivácia krátkych svalov nohy vplyv na efektivitu automatických posturálnych reakcií na translácie plošiny v závislosti na smere a rýchlosti translácie pri teste MCT?

H₀₅: Doba latencie sa nemení v smere podtrhu dozadu pri pokojnom stoji a stoji s aktiváciou malej nohy:

- a) pri strednej rýchlosti
- b) pri veľkej rýchlosti.

H_{A5}: Doba latencie sa mení v smere podtrhu dozadu pri pokojnom stoji a stoji s aktiváciou malej nohy:

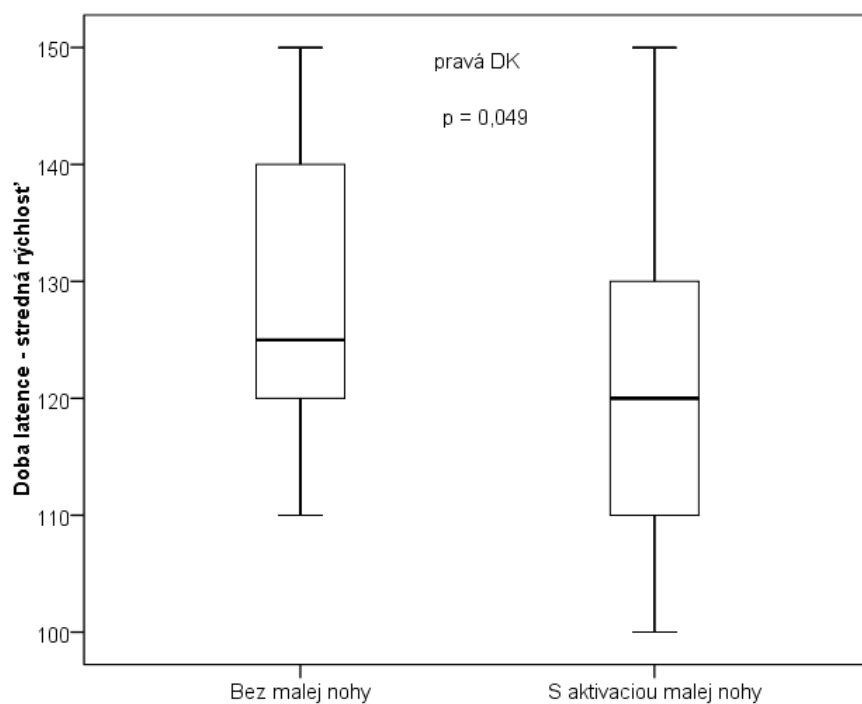
- a) pri strednej rýchlosti
- b) pri veľkej rýchlosti.

Wilcoxonovými testami boli preukázané štatisticky významné nižšie hodnoty parametra doba latencie v smere dozadu u stoja s aktiváciou malej nohy pri strednej rýchlosti pravej DK ($p = 0,049$) a pri veľkej rýchlosti oboch končatín ($p = 0,0003$ pre pravú i ľavú končatinu). Hypotézu H₀₅ môžeme zamietnuť v prospech alternatívnej hypotézy H_{A5} pre bod

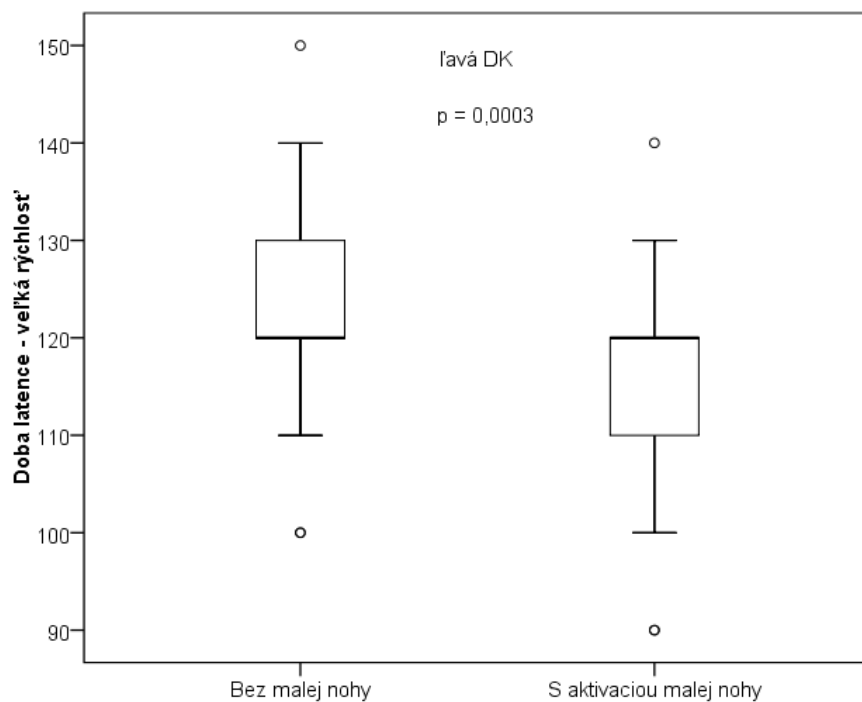
a) pre pravú, t. j. dominantnú dolnú končatinu a pre bod b). Hypotézu H_05 nemôžeme zamietnuť pre bod a) pre ľavú, t. j. nedominantnú dolnú končatinu. V tomto prípade hypotézu H_05 prijímame.

Tabuľka 5: Základné veličiny popisnej štatistiky pre parameter doba latencie v teste MCT pri podtrhu dozadu

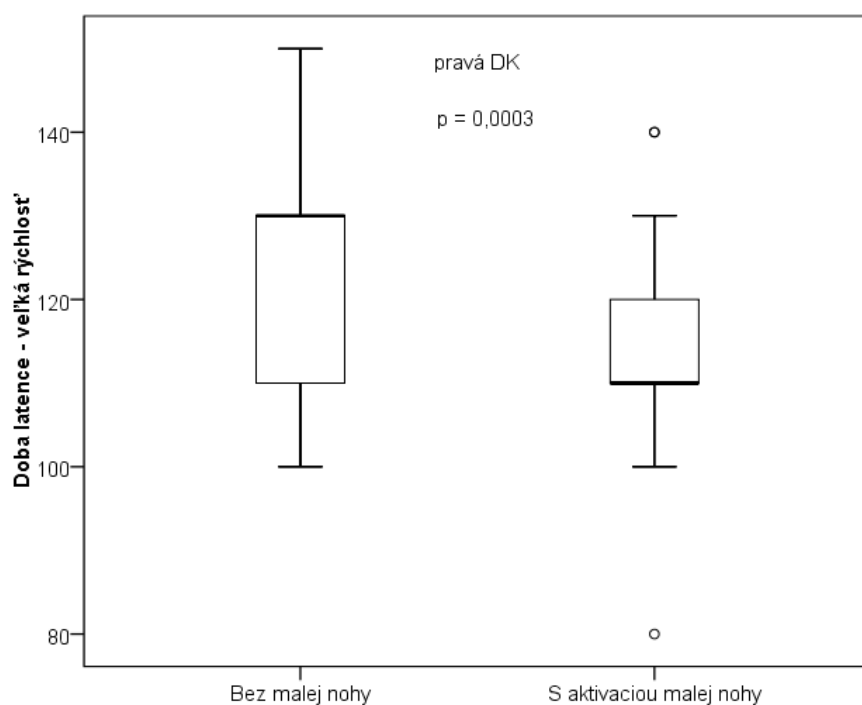
| doba latencie | Bez malej nohy ($n = 30$) | | | | | S aktivaciou malej nohy ($n = 30$) | | | | | Z | p |
|---------------------------|-----------------------------|--------|--------|-----|-----|--------------------------------------|--------|--------|-----|-----|--------|---------------|
| | medián | 1. kv. | 3. kv. | min | max | medián | 1. kv. | 3. kv. | min | max | | |
| podtrh vzad | | | | | | | | | | | | |
| stredná rýchlosť ľavá DK | 120 | 120 | 140 | 100 | 150 | 120 | 110 | 130 | 100 | 140 | -1,101 | 0,271 |
| stredná rýchlosť pravá DK | 125 | 120 | 140 | 110 | 150 | 120 | 110 | 130 | 100 | 150 | -1,971 | 0,049 |
| veľká rýchlosť ľavá DK | 120 | 120 | 130 | 100 | 150 | 120 | 110 | 120 | 90 | 140 | -3,616 | 0,0003 |
| veľká rýchlosť pravá DK | 130 | 110 | 130 | 100 | 150 | 110 | 110 | 120 | 80 | 140 | -3,612 | 0,0003 |



Obrázok 10: Krabicový graf pre parameter doba latencie testu MCT pri podtrhu dozadu pri strednej rýchlosti, pravá DK



Obrázok 11: Krabicový graf pre parameter doba latencie testu MCT pri podtrhu dozadu pri veľkej rýchlosti, ľavá DK



Obrázok 12: Krabicový graf pre parameter doba latencie testu MCT pri podtrhu dozadu pri veľkej rýchlosti, pravá DK

H₀₆: Doba latencie sa nemení v smere podtrhu dopredu pri pokojnom stoji a stoji s aktiváciou malej nohy:

- a) pri strednej rýchlosti
- b) pri veľkej rýchlosti.

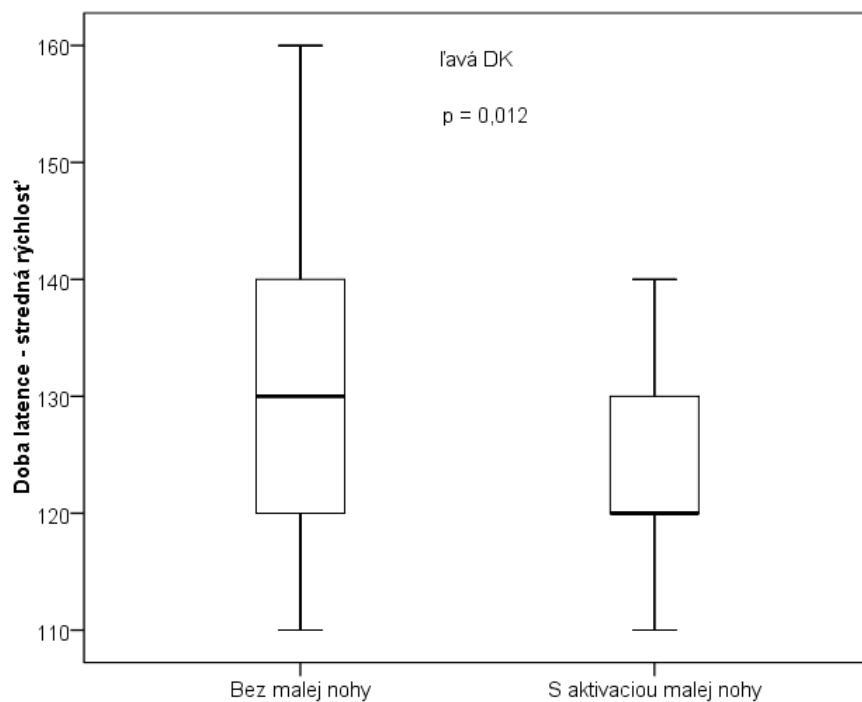
H_{A6}: Doba latencie sa mení v smere podtrhu dopredu pri pokojnom stoji a stoji s aktiváciou malej nohy:

- a) pri strednej rýchlosti
- b) pri veľkej rýchlosti.

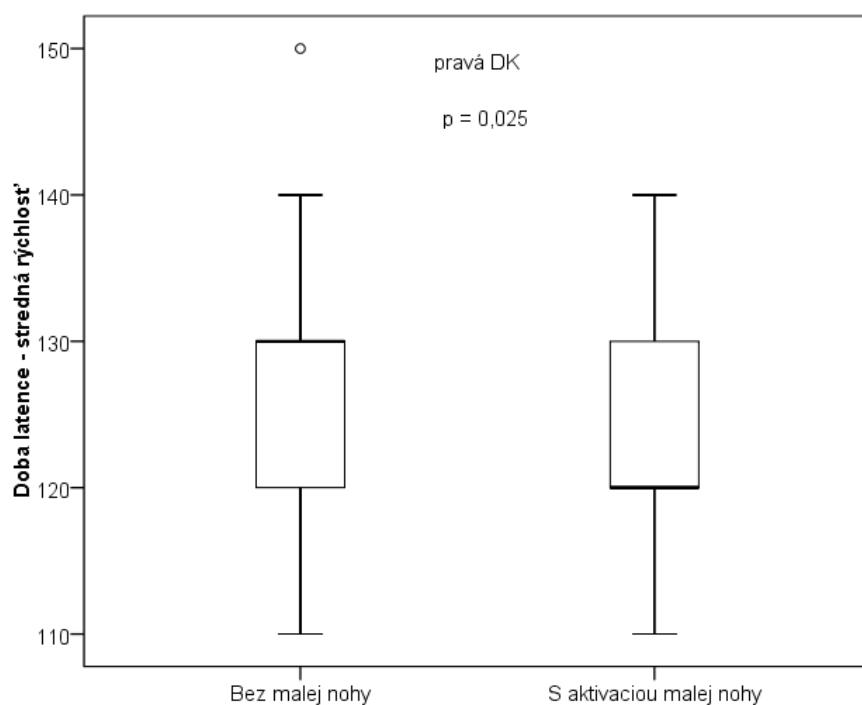
Wilcoxonovými testami boli preukázané štatisticky významne nižšie hodnoty parametra doba latencie v smere dopredu u stoja s aktiváciou malej nohy pri strednej rýchlosti oboch končatín ($p = 0,012$ pre ľavú DK a $p = 0,025$ pre pravú DK). Hypotézu H_{06} v bode a) t. j. pri strednej rýchlosti môžeme zamietnuť v prospech alternatívnej hypotézy H_{A6} . V bode b) t. j. pri veľkej rýchlosti hypotézu H_{06} nemôžeme zamietnuť. V tomto bode prijímame hypotézu H_{06} .

Tabuľka 6: Základné veličiny popisnej štatistiky pre parameter doba latencie v teste MCT pri podtrhu dopredu

| doba latencie | Bez malej nohy ($n = 30$) | | | | | S aktiváciou malej nohy ($n = 30$) | | | | | Z | p |
|---------------------------|-----------------------------|--------|--------|-----|-----|--------------------------------------|--------|--------|-----|-----|--------|--------------|
| | medián | 1. kv. | 3. kv. | min | max | medián | 1. kv. | 3. kv. | min | max | | |
| podtrh vpred | | | | | | | | | | | | |
| stredná rýchlosť ľavá DK | 130 | 120 | 140 | 110 | 160 | 120 | 120 | 130 | 110 | 140 | -2,517 | 0,012 |
| stredná rýchlosť pravá DK | 130 | 120 | 133 | 110 | 150 | 120 | 120 | 130 | 110 | 140 | -2,244 | 0,025 |
| veľká rýchlosť ľavá DK | 120 | 110 | 130 | 100 | 140 | 110 | 110 | 120 | 100 | 150 | -1,673 | 0,094 |
| veľká rýchlosť pravá DK | 120 | 110 | 120 | 110 | 140 | 120 | 110 | 120 | 100 | 130 | -1,755 | 0,079 |



Obrázok 13: Krabicový graf pre parameter doba latencie testu MCT pri podtrhu dopredu pri strednej rýchlosti, ľavá DK



Obrázok 14: Krabicový graf pre parameter doba latencie testu MCT pri podtrhu dopredu pri strednej rýchlosti, pravá DK

5 Diskusia

Posturálna stabilita je vysoko špecializovaný proces udržovania rovnováhy. Je pohybovým regulačným mechanizmom tela, predchádza pohyb, a po prevedení pohybu sa tento systém snaží dosiahnutú polohu udržať (Pastucha et al., 2013, s. 229). Dôležitosť chodidla pre rovnovážny stoj preukázali Gutmann a Véle, ktorí sledovali aktivitu v oblasti predkolenia, stehna a trupu u zdravých osôb v pokojnom stoji. Najväčšia aktivita bola nameraná na predkolení, čiže v svaloch ovládajúcich chodidlo a prsty nôh a najmenšia na trupe (Lewit, 2003, s. 100). Väčšina svalovej aktivity sa počas pokojného bipedálneho stoja síce nachádza v plantárnych flexoroch členka (Winter, 1995, s. 198), avšak slabosť krátkych svalov planty prispieva k zhoršeniu balancie (Menz et al., 2005, s. 1546; Mickle et al., 2009, s. 781-791). Celý rad štúdií preto zameriava svoju pozornosť na objasnenie podielu týchto svalov na udržiavaní rovnováhy a ich celkovom významne v posturálnej kontrole (pozri kapitolu 1.5).

Krátke svaly nohy nastavujú profil nohy pri iniciácii vzpriameného držania tela. Aktivujú sa pri adaptácii na terén (Čihák, 2011, s. 478-496; Véle, 2006, s. 158). Pripisuje sa im i význam v udržaní nožnej klenby (Fiolkowski et al., 2003, s. 327-332; Mulligan, Cook, 2013, s. 425-430; Lynn et al., 2012, s. 327; Kelly et al., 2014, s. 8; Headlee et al., 2008, s. 420-425, a iní), no ich presná funkcia zostáva nejasná (Kelly et al., 2011, s. 46). Vlastné svaly nohy sú aktívne ako celok počas chôdze (Chang et al., 2008, nestránkované; Soysa et al., 2012, nestránkované). Mann a Inman naznačujú, že úlohou vlastných svalov nohy je stabilizácia nohy počas propulzie (Soysa et al., 2012, nestránkované). Preukázali EMG aktivitu vlastných svalov nohy počas chôdze, ale už nie počas statického stoja (Mann a Inman in Headlee et al., 2008, s. 420). Architektúra a kontrakčný čas m. flexor digitorum brevis odrážajú podľa Tosovica et al. jeho unikátne priame prispetie, prostredníctvom flexie palca, k posturálnej stabilite a k rýchlemu rozvoju reakčných síl počas silových aktivít akými sú beh a skákanie (Tosovic et al., 2012, s. 930). Slabá aktivácia vlastných svalov nohy môže viesť k pozmenenej distribúcií síl počas chôdze (Sauer et al., 2011, s. 43). Správna neuromuskulárna kontrola týchto svalov je podľa Jama nevyhnutná k stabilizácii nohy a kontrole pohybu počas stojnej fázy krokového cyklu (Jam in Sauer et al., 2011, s. 43).

Kelly et al. preukázali aktivitu krátkych svalov planty so zvyšujúcou sa posturálnou náročnosťou. Tieto svaly označili ako jasne významné v posturálnej kontrole a aktivované k stabilizácii nohy a udržaniu balancie v medio-laterálnom smere, najmä počas stoja na jednej dolnej končatine (Kelly et al., 2011, s. 46). Po posilňovaní vlastných flexorov nohy sa v štúdií

Hashimota a Sakuraba významne zlepšilo silové skóre, tvar nožnej klenby a výkon všetkých dynamických testov (Hashimota a Sakuraba, 2014a, s. 373-375). Elektromyografická štúdia Fiolkowského et al. podporila tvrdenie, že krátke svaly nohy hrajú dôležitú rolu v udržaní pozdĺžnej vnútornej klenby, spolu s kostenými štruktúrami a ligamentami. Oproti záverom Manna a Inmana udávajú funkčnú úlohu týchto svalov v podpore pozdĺžnej vnútornej klenby i pri plne zaťaženom chodidle počas stoja v pokoji (Fiolkowski et al., 2003, s. 327-332). Taktiež Headlee et al. tvrdia, že krátke svaly nohy hrajú dôležitú úlohu v udržaní pozdĺžnej klenby nohy i v pokojnom stoji (Headlee et al., 2008, s. 420-425).

Autori rôznych experimentálnych prác využili k aktivácii vlastných svalov nohy bez, respektíve s minimalizáciou účasti dlhých svalov nohy cvičebný prvok malú nohu (Moon et al., 2014, s. 117; Lynn et al., 2012, s. 327-332; Drewes et al., 2008, s. 105; Jung et al., 2011, s. 30-35; Mulligan, Cook, 2013, s. 425-430, a iní), prípadne posilňovanie so závažím, pričom nastavenie členkového kĺbu v maximálnej plantárnej flexii slúžilo k čo možno najväčšiemu vyradeniu dlhých flexorov nohy (Hashimoto a Sakuraba, 2014a, s. 373-375). Malá noha je súčasťou metodiky senzomotorickej stimulácie, ktorá je v Slovenskej i Českej republike známa a hojne využívaná. Janda a Vávrová uvádzajú význam malej nohy v zlepšení pozície segmentov tela, zlepšení stability tela vo vzpriamenom stoji a ako pomoc pri zlepšení odpružovania chodidla pri kroku (Janda, Vávrová, 2007, s. 518). Predpokladá sa, že cvičenie malej nohy stimuluje propioceptory nohy, čím sa zvýši aferentný vstup pre miechu a to zvýši voľnú svalovú aktiváciu a zlepši sa stabilita počas stoja (Newsham, 2010, s. 33). Je však len málo štúdií hodnotiacich efekt tohto cvičenia.

Cieľom tejto práce bolo objektivizovať vplyv aktivácie krátkych svalov nohy na mechanizmy balančnej kontroly a to ako reaktívne, tak i proaktívne. Vyšetrovanú skupinu tvorili zdravé osoby bez neurologického, ortopedického a traumatologického nálezu na dolných končatinách vo vekovom rozmedzí 20-30 rokov. Snahou bolo vylúčiť ovplyvnenie posturálnej stability vplyvom poruchy pohybového aparátu, prípadne zmenami spojenými s vyšším vekom. K objektivizácii bolo využité posturografické vyšetrenie, ktoré patrí k moderným metódam vyšetrenia posturálnej stability (Anonymous, 2013, nestránkované). K aktivácii krátkych svalov planty bolo využité práve vyššie spomínané špeciálne nastavenie nohy, takzvaná malá noha. Vyšetrované osoby boli študenti fyzioterapie prípadne fyzioterapeuti zvládajúci danú techniku, aby sa zaistilo čo možno najlepšie prevedenie daného prvku i celkového nastavenia tela. Väčšina (24 probandov) mala i predchádzajúcu skúsenosť s posturografickým vyšetrením, čím sa znižuje riziko prípadnej falošne horšej prvej série merania.

Niektoré štúdie skúmajúce efekt cvičenia malej nohy sa zameriavali na posúdenie efektívnosti cvičenia malej nohy pre statickú a dynamickú podporu pozdĺžnej klenby (Mulligan a Cooka ,2013, s. 425-430), iné porovnávali efekt cvičenia toe curl exercise a malej nohy na svalovú aktivitu m. abductor hallucis (Jung et al., 2011, s. 30-35), prípadne nosenia ortopedických vložiek s cvičením malej nohy (Jung et al., 2011b, s. 225-231). Cvičenie malej nohy sa v jednotlivých štúdiách ukázalo ako prospešné cvičenie a vykazovalo väčšiu účinnosť ako iné porovnávané formy liečebnej intervencie.

Iné experimentálne práce sa zaoberali efektom cvičenia malej nohy na dynamickú balanciu probandov. Skúmanými parametrami v experimente Moona et al. boli veľkosť plochy, ktorú proband dosiahne pri zmene COP dopredu vymedzeným smerom v teste LOS. Drewes et al. posudzovali výsledky rôznych klinických testov (step down test, test na vlastné svaly nohy, Lower extremity functional scale score) a hodnoty Q-uhlu, uhlu zadonožia a navikulárny pokles. V oboch prácach, Moona (okamžitý efekt cvičenia) i Drewesa (niekoľkotýždňový posilňovací program) došlo po intervencii k zlepšeniu (Moon et al., 2014, s. 117; Drewes et al., 2008, s. 105). Naproti tomu, Rothermel et al. pri porovnávaní efektivity tradičného balančného tréningu a balančného tréningu s dôrazom na pozíciu nohy, t. j. s aktiváciou malej nohy, došli k záveru, že tradičný balančný tréning sa javí byť viac efektívnejší ako balančný tréning s aktiváciou malej nohy u zdravých jedincov. Skupina cvičiaca malú nohu nedosiahla štatisticky významného zlepšenia ani v jednej testovanej situácii. Hodnoteným parametrom bola rýchlosť zmien polohy COP, ktorá bola vyšetrovaná počas pokojného stoja na jednej dolnej končatine (trénovanej i netrénovanej) na silovej plošine pri otvorených a zatvorených očiach (Rothermel et al., 2004, s. 98-101). Štúdia Lynn et al. porovnávala rozdiely v statickej a dynamickej balančnej úlohe po posilňovaní prostredníctvom cvičenia malej nohy a towel-curl exercise. V statických balančných testoch (stoj na jednej dolnej končatine po dobu 30 s) sa nezistili rozdiely. V dynamickom balančnom teste (modifikovaný Star Excursion-(Y-Balance) Test) skupina cvičiaca malú nohu bola schopná znížiť výchylky COP viac ako skupina cvičiaca toe curl exercise na nedominantnej končatine (Lynn et al., 2012, s. 327-332).

V tejto práci sa porovnávali výsledky jednotlivých posturografických testov bez malej nohy a s aktiváciou malej nohy, ktorá bola udržiavaná priamo počas priebehu testovania. K vyšetreniu reaktívnych a proaktívnych balančných mechanizmov boli využité testy Unilateral Stance, Limits of Stability a Motor Control Test. Štatisticky vyhodnocovanými parametrami boli priemerná rýchlosť posturálnych výchyliek (sway velocity) v teste US, reakčný čas a endpoint excursion v LOS a latencia v MCT teste. V experimentálnych prácach

sa doteraz nikto nezaoberal vyšetrením vplyvu malej nohy pri prevedení tohto prvku. Rovnako hodnotenie pomocou Motor control testu sa nepoužilo v žiadnej doterajšej štúdií.

5.1 Diskusia k 1. výskumnej otázke (hypotézy H₀1 a H₀2)

Hypotéza H₀1 mala za cieľ zistiť rozdiel v testovanom parametri sway velocity testu US počas pokojného stoja na jednej dolnej končatine a stoja na jednej dolnej končatine s aktiváciou malej nohy pri otvorených očiach. A to pre dominantnú i nedominantnú dolnú končatinu zvlášť. Výber testu vychádzal z práce Kellyho et al., ktorý označil vlastné svaly planty ako významné v stabilizácii nohy a udržaní balancie v medio-laterálnom smere, najmä počas stoja na jednej dolnej končatine (Kelly et al., 2011, s. 46). Taktiež Travellová a Simons uvádzajú možnosť funkčnej role vlastných svalov nohy v stabilizácii nohy počas balancie na jednej dolnej končatine (Travell, Simons in Jam, 2014, nestránkované). Ich zvýšená aktivácia by teda mohla viesť k zlepšeniu stability v teste US.

V tejto práci sa našli signifikantné rozdiely na dominantnej i nedominantnej dolnej končatine. V oboch prípadoch došlo k nárastu hodnôt, z čoho možno vyvodíť, že s aktiváciou malej nohy sa zhoršila posturálna stabilita (Lynn et al., 2012, s. 330). Rovnako v práci Lynn et al., kde zdraví probandi posilňovali vlastné svaly nohy po dobu 4 týždňov, došlo v skupine cvičiacej malú nohu k nárastu posturálnych výchýliek v mediolaterálnom smere u dominantnej i nedominantnej dolnej končatiny, avšak výsledky nedosiahli štatistickú významnosť (Lynn et al., 2012, s. 327-332). V práci Rothermela et al. sa taktiež nenašlo štatisticky významné zlepšenie v skupine vykonávajúcej balančný tréning s dôrazom na malú nohu a to ani v stoji na jednej dolnej končatine pri otvorených, ani pri zatvorených očiach. Súbor tvorili zdraví jedinci, ktorí trénovali tak ako v experimente Lynn et al. po dobu 4 týždňov (Rothermel et al., 2004, s. 98-101). Naproti tomu Drewes et al. preukázal zlepšenie v teste na vlastné svaly nohy (ktorý sa uskutočňuje v stoji na jednej dolnej končatine, popis pozri kapitolu 1.5.5, s. 24) u probandov so zranením na dolnej končatine. Liečebná intervencia zahŕňajúca cvičenie malej nohy a fyzikálnu terapiu trvala taktiež štyri týždne (Drewes et al., 2008, s. 105). V štúdií Mulligana a Cooka dosiahli zdraví probandi po štvortýždennom tréningu zlepšenie (zo stupňa dostačujúci na dobrý) počas statickej unilaterálnej balančnej aktivity (funkčný test na vlastné svaly nohy, popis pozri kapitolu 1.5.6, s. 25) (Mulligan, Cook, 2013, s. 425-430). V prácach Mulligana a Cooka a Drewesa et al. sa však nehodnotia posturálne výchýlky v mediolaterálnom smere, ale funkcia vlastných svalov

nohy. Tieto práce potvrdili pozitívny účinok malej nohy na posilnenie vlastných svalov nohy, zvýšenie stability počas statického stoja na jednej dolnej končatine priamo neskúmali.

K zhoršeniu stability v tomto experimente mohlo dôjsť z viacerých príčin. Nastavenie nohy a jej udržanie môže znamenať prílišnú „tuhosť“ v segmente. Noha nemôže natoľko spontánne reagovať zvýšením aktivity v krátkych svaloch nohy. Pridanie nového motorického vzoru pre udržanie malej nohy môže zasiahnuť známy motoricky vzor posturálnej kontroly a tak zmenšiť schopnosť probandov udržať rovnováhu (Dault et al., 2001, s. 252). Samotné krátke svaly nohy nemusia mať dôležitú úlohu v zabezpečení posturálnej stability počas stoja na jednej dolnej končatine, čo je ale v rozpore s tvrdením Kellyho et al. (2011, s. 46). Lynn et al. uvádza možnosť, že statický stoj na jednej dolnej končatine môže znamenať pre zdravých jedincov príliš jednoduchú úlohu a svalová sila krátkych svalov nohy k tomu potrebná je u zdravých mladých jedincov dostačujúca (Lynn et al., 2012, s. 331). Stimulácia proprioceptorov bez ohľadu na spôsob stimulácie nemusí mať v stoji na jednej dolnej končatine výraznejší efekt. Zaujímavé je v tomto ohľade práve zistenie Hazima et al., ktorý porovnával úlohu propriocepcie a zraku v stoji na jednej dolnej končatine a v bipedálnom stoji. Výsledky jeho práce poukazujú na primárne postavenie zraku v stoji na jednej dolnej končatine. „Narušenie“ propriocepcie v oblasti členka (prostredníctvom vibrácií) malo vplyv na balanciu len počas stoja na oboch dolných končatinách. Došli k záveru, že počas stoja na jednej dolnej končatine sú balančné pomôcky viac zdrojom biomechanického obmedzenia ako proprioceptívnej stimulácie (Hazima et al., 2012, s. 224, 228).

Zhoršenie mohlo nastať i v dôsledku prídátnej kognitívnej úlohy. Probandi sa v priebehu druhej série testovania museli zamerať i na udržanie pozície nohy počas celého testu. Výberom probandov z radu študentov fyzioterapie a fyzioterapeutov bola snaha o minimalizáciu tohto efektu, no vylúčiť ho nemožno. Len dvaja probandi označili po skončení celého merania udržanie malej nohy za náročné na sústredenie, siedmi uviedli potrebu zvýšenej pozornosti na celkové nastavenie tela (t. j. korigovaný stoj).

V hypotéze H₀₂ bola skúmaná obdobná situácia ako pri prvej hypotéze, s tým rozdielom, že sa konala pri zatvorených očiach. Zdraví jedinci majú väčšie výchylky pri stoji na jednej dolnej končatine ako pri stoji na oboch dolných končatinách a ešte väčšie výchylky sú v stoji na jednej dolnej končatine so súčasne zatvorenými očami (Winter, 1995, s. 199; Simoneau et al., 1995, s. 121; Anonymous, 2013, nestránkované). Preto bol predpoklad, že prípadné rozdiely medzi kontrolným meraním a meraním s aktiváciou malej nohy, budú výraznejšie bez zrakovej kontroly. Signifikantná významnosť sa však našla len pri otvorených očiach. Pri zatvorených očiach boli výsledky pre jednotlivé dolné končatiny rôzne. V stoji na

dominantnej dolnej končatine došlo k miernemu nárastu hodnôt, na nedominantnej k poklesu. Obe hodnoty sa však ani nepriblížili k štatistickej významnosti. Vyradením zraku sa zvýšila úloha propiocepce a vestibulárneho aparátu. Malá noha však v stoji na jednej dolnej končatine nezvýšila propioceptívnu aferentáciu. Keďže nebol signifikantný rozdiel medzi kontrolnou a experimentálnou skupinou, nenastal ani rozdiel v propioceptívnej aferentácii. Štúdia Rothermela et al., ktorá ako jediná z uvedených testovala i stoj na jednej dolnej končatine so zatvorenými očami, taktiež nedosiahla štatisticky významné zlepšenie (Rothermel et al., 2004, s. 98-101).

Čím náročnejšia je úloha, tým viac spoliehajú kontrolné balančné mechanizmy na zrak. Zrak má v stoji na jednej dolnej končatine primárne postavenie (Hazime et al., 2011, s. 228). Jeho vyradenie preto pri stoji na jednej dolnej končatine nemalo taký vplyv na zhoršenie propiocepce.

5.2 Diskusia k 2. výskumnej otázke (hypotézy H₀₃ a H₀₄)

Druhá výskumná otázka sa zamerala na nájdenie rozdielov v parametroch reakčný čas (hypotéza H₀₃) a endpoint excursion (hypotéza H₀₄) testu LOS počas pokojného stoja a stoja s aktiváciou malej nohy. Podľa Moon et al. je zlepšenie v LOS ekvivalentom zlepšenia posturálnej stability (Moon et al., 2014, s. 118). Vyhodnocované boli štyri smery a to smer dopredu, doprava, dozadu a doľava. V týchto smeroch došlo v štúdiu Moona et al. k významnému zlepšeniu výsledkov v LOS tesne po cvičení malej nohy v porovnaní s výsledkami nameranými pred cvičením (Moon et al., 2014, s. 117).

V parametri reakčný čas sa v experimente nenašli signifikantné zmeny v žiadnom smere. Hodnoty pre smer doprava (0,068) a doľava (0,077) sa však blížili štatistickej významnosti. V oboch týchto smeroch došlo k zvýšeniu reakčného času pri aktivácii malej nohy. Oneskorenie reakčného času je bežne spojené s ťažkosťami v kognitívnom procese a/alebo pri postihnutí pohybového systému (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, s. 167; Anonymous, 2013, nestránkované). Zhoršenie v tomto prípade mohlo spôsobiť „nepohyblivejšie“ nastavenie nohy, prípadne i zvýšená pozornosť na udržanie správneho nastavenia tela a nohy.

V parametri endpoint excursion boli preukázané štatisticky významne nižšie hodnoty v smere dopredu a v smere doľava s aktiváciou malej nohy. V smere dozadu a doprava boli taktiež namerané nižšie hodnoty s aktiváciou malej nohy, ale výsledky nedosiahli štatistickú

významnosť. Exkurzie môžu byť obmedzené biomechanickými obmedzeniami, nestabilitou probanda, strachom z pádu, či slabosťou dolných končatín (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, s. 167; Anonymous, 2013, nestránkované). K zhoršeniu mohlo viesť práve biomechanické obmedzenie pohybu v oblasti členkového kĺbu a nohy spôsobené aktiváciou malej nohy. Ako uvádza Vařeka a Vařeková, rastúca supinácia v subtalárnom kĺbe vedie k väčšej rozbiehavosti os kĺbných plôch transverzotarážneho kĺbu (Chopartov kĺb), čím rastie jeho stabilita, no klesá rozsah pohybu (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 26). Kapandji popisuje supináciu ako jednoduchý pohyb vo frontálnej rovine okolo pozdĺžnej osi chodidla, ktorá prebieha druhým falangom. Planta pritom smeruje mediálne, analogicky ako je to pri supinácii na hornej končatine. Jedná sa o pohyb zaťaženej nohy, t. j. pohyb v uzavretom kinematickom reťazci (Kapandji, 1995, s. 168). A práve aktivácia malej nohy spôsobuje zväčšenie supinácie. Vytvorí sa zvýraznená klenba nohy. Táto zmena konfigurácie vedie k zmene postavenia prakticky všetkých kĺbov nohy a zmenenému rozloženiu tlaku v kĺboch (Janda, Vávrová, 1992, s. 16-17).

K zlepšeniu v LOS naopak došlo v štúdiu Moon et al., ktorí hodnotili okamžitý efekt cvičenia malej nohy u probandov s nadmerne pronovaným chodidlom. Po cvičení malej nohy (v stoji a v sede) sa významne zvýšili LOS v smeroch dopredu, doľava, dozadu a doprava v porovnaní s hodnotami pred cvičením. Za dôvod zlepšenia autori považujú zvýšenie aferentnej stimulácie (proprioceptorov a kožných mechanoreceptorov) pod vplyvom cvičenia malej nohy (Moon et al., 2014, s. 117). Taktiež v experimente Mulligana a Cooka došlo k významnému zlepšeniu počas testu Star excursion balance test vo všetkých smeroch s výnimkou anteriórneho dosahu počas stoji na jednej dolnej končatine. Testovaný súbor tvorili zdraví jedinci, ktorí absolvovali 4-týždenný tréningový program cvičenia malej nohy. Nejedná sa tu síce priamo o test LOS, avšak v danom teste musí proband taktiež aktívne meniť polohu COP vopred vymedzeným smerom a udržať dosiahnuté maximum bez zmeny opornej bázy (Mulligan, Cook, 2013, s. 425-430). V práci Lynn et al. porovnávali mediolaterálne výchylky COP stojnej dolnej končatiny v dynamickom balančnom teste (modifikovaný Star Excursion-(Y-Balance) Test), kde zníženie predstavuje zlepšenie stability. V tomto experimente, kde testovaný súbor tvorili zdraví probandi, sa znížil celkový rozsah pohybu COP v mediolaterálnom smere u všetkých skupín (kontrolná skupina, skupina cvičiaca towel curl exercise a skupina cvičiaca malú nohu) na dominantnej dolnej končatine o malú hodnotu (približne 5 mm), avšak skupina cvičiaca malú nohu bola schopná znížiť výchylky COP viac ako skupina cvičiaca towel curl exercise na nedominantnej končatine (Lynn et al., 2012, s. 327-332).

Vyššie spomínané práce hodnotili efekt cvičenia malej nohy, kdežto v tejto práci sa hodnotila situácia, kde proband priamo v priebehu testovania „drží“ malú nohu. Je predpoklad, že k zlepšeniu došlo z dôvodu rýchlejšej aktivácie krátkych svalov nohy a to vďaka tréningu malej nohy. Zhoršenie výsledkov v tomto experimente je možné pripísať obmedzeniu pohyblivosti počas aktivácie malej nohy.

5.3 Diskusia k 3. výskumnej otázke (hypotézy H₀₅ a H₀₆)

V hypotézach H₀₅ a H₀₆ bol skúmaný vplyv aktivácie malej nohy na efektivitu automatických posturálnych reakcií na translácie plošiny v závislosti na smere (dozadu a dopredu) a rýchlosti translácie (stredná a veľká rýchlosť) v teste MCT. Testovaným parametrom bola latencia odpovede, a to pre každú dolnú končatinu zvlášť. Vyhodnocovaná bola len stredná a veľká rýchlosť, keďže výsledky latencie týchto rýchlostí môžu mať signifikantnú hodnotu v identifikácii abnormalít v motorickej kontrole u jedincov s imbalanciou alebo posturálnou instabilitou. Kdežto odpoveď pri malej rýchlosti podtrhu je blízka prahu automatických reakcií, je veľmi variabilná a v niektorých prípadoch ju nie je možné zachytiť (Nashner, 1997, s. 291-292).

Žiadna z doterajších štúdií neskúmala efekt malej nohy prostredníctvom testu MCT. Cieľom tejto práce však bolo objektivizovať vplyv aktivácie krátkych svalov nohy nielen na anticipačné mechanizmy balančnej kontroly, ale i na reaktívne mechanizmy, preto bol zaradený do testovania i test MCT. Pri horizontálnom podtrhu plošiny sa najviac uplatňujú informácie zo somatosenzorického systému (Shumway-Cook, Woollacott, 2001, s. 183). Účinok stimulácie propioceptorov a kožných mechanoreceptorov by sa preto pri tomto teste mohol výraznejšie ukázať. Úloha vlastných svalov nohy počas pokojného bipedálneho stoja je síce sporná, no niektorí autori im pripisujú funkčný význam i počas tejto situácie (Fiolkowski et al., 2003, s. 327-332; Headlee et al., 2008, s. 420-425).

Pri podtrhu vzad boli preukázané štatisticky významne nižšie hodnoty v stoji s aktiváciou malej nohy pri strednej rýchlosti pravej dolnej končatiny, t. j. dominantnej dolnej končatiny a pri veľkej rýchlosti oboch končatín. Pri podtrhu vpred boli taktiež preukázané štatisticky významne nižšie hodnoty parametra doba latencie v stoji s aktiváciou malej nohy a to pri strednej rýchlosti pre obe dolné končatiny. Hodnoty oboch dolných končatín pre veľkú rýchlosť pri podtrhu vpred sa blížili štatistickej významnosti. Stoj s aktiváciou malej nohy vykazoval i v tomto prípade nižšie hodnoty. Nižšie hodnoty latencie znamenajú vyššiu

efektivitu reakcie (Kolářová et al., 2014, s. 17). Stoj s aktiváciou malej nohy sa teda ukázal byť efektívnejší. K zlepšeniu mohlo dôjsť pod vplyvom zvýšenej kožnej a propioceptívnej stimulácie pri realizácii malej nohy. Krátke svaly nohy mali vďaka aktívnemu držaniu segmentov nohy zvýšenú akcieschopnosť.

5.4 Limity štúdie

Výsledky merania mohli byť ovplyvnené viacerými faktormi. Šlo o laboratórne meranie. Mohli sa vyskytnúť chyby pri meraní spôsobené či už prístrojom, alebo ľudským faktorom. Testovaný súbor pozostával z tridsiatich probandov, čo je relatívne malá vzorka. Experimentu sa zúčastnilo len 7 mužov, chýba preto porovnanie výsledkov medzi pohlaviami. Probandi nášho experimentu boli mladí jedinci vo veku $26,09 \pm 2,91$ rokov, nemožno preto výsledky generalizovať na celú populáciu. Pre tento experiment boli vybraní zdraví jedinci, vhodné je do budúcnosti porovnanie s výsledkami ľudí s patológiou. Dobré by bolo doplniť i určité klinické a prístrojové vyšetrenie. V ideálnom prípade by posturografické testy dopĺňalo elektromyografické hodnotenie svalovej aktivity dolných končatín, obzvlášť dlhých svalov nohy. Sledovať elektromyografickú aktivitu vlastných svalov nohy ako to bolo v prípade štúdie Kelly et al. (Kelly et al., 2012, s. 46-50) je bohužiaľ pre nás technicky nedostupné.

Posilnenie, resp. aktivácia krátkych svalov nohy sa môže uskutočniť viacerými spôsobmi. Pre účely tohto experimentu bola vybraná aktivácia krátkych svalov nohy prostredníctvom špeciálneho cvičebného prvku malá noha, ktorý je súčasťou u nás známej a hojne používanej metodiky senzomotorickej stimulácie. Malá noha však nemusí byť naideálnejšou možnosťou pre aktiváciu vlastných svalov nohy. Dôležitý je i fakt, že samotné prevedenie malej nohy sa u probandov môže líšiť. V literatúre nie je uvedené nakoľko má cvičiaci aktivovať malú nohu, preto veľkosť kontrakcie (maximálna, polovičná, atď.) si určil proband sám. Taktiež nemožno vylúčiť vplyv dlhých svalov nohy, obzvlášť pri teste LOS, kde fyziologicky dochádza k flexii prstov nohy. V záujme zabezpečenia čo možno najlepšieho prevedenia daného prvku i celkového nastavenia tela, vyšetřované osoby boli študenti fyzioterapie prípadne fyzioterapeuti zvládajúci danú techniku. Pre prax by mohli byť prípadne cenejšie výsledky jedincov, ktorí s týmto špeciálnym prvkom metódy senzomotorickej stimulácie neprišli do styku a nácvik malej nohy by prebiehal určitú dobu pred uskutočnením experimentu.

Presná funkcia vlastných svalov nohy zostáva nejasná (Kelly et al., 2011, s. 46). Niektorí autori uvádzajú význam týchto svalov i počas pokojného stoja (napr. Fiolkowski et al., 2003, s. 327-332; Headlee et al., 2008, s. 420-425), iní vidia ich hlavné uplatnenie počas dynamických aktivít ako chôdza, či beh (napr. Tosovic et al. 2012, s. 930; Chang et al., 2008, nestránkované; Soysa et al., 2012, nestránkované). V tejto práci boli porovnávané výsledky jednotlivých posturografických testov bez malej nohy a s aktiváciou malej nohy, ktorá bola udržiavaná priamo počas priebehu testovania, preto nebolo do merania zaradené testovanie chôdze, kde by sa výsledok posilnenia krátkych svalov nohy mohol ukázať vo väčšej miere.

Záver

Objasneniu funkcie krátkych svalov nôh sa venuje mnoho štúdií. Predpokladá sa, že majú význam i v posturálnej kontrole. Cvičenie malej nohy, t. j. aktivácia krátkych svalov nohy by mala podľa autorov metódy senzomotorickej stimulácie zvýšiť aferentný vstup, zlepšiť pozíciu segmentov tela, zlepšiť stabilitu tela vo vzpriamenom stoji a pomôcť zlepšiť odpružovanie chodidla pri kroku.

V tomto experimente došlo pri aktivácii krátkych svalov nohy prostredníctvom malej nohy k nárastu priemernej rýchlosti posturálnych výchyliek pri otvorených očiach. Našiel sa i štatisticky významný rozdiel medzi pokojným stojom a stojom s aktiváciou krátkych svalov nohy v schopnosti vyšetovaného aktívne meniť polohu COP vopred vymedzenými smermi a to pre parameter endpoint excursion v smeroch dopredu a doľava. V anticipačných mechanizmoch balančnej kontroly sa ukázalo nastavenie malej nohy ako neefektívne. Naopak zlepšenie vďaka nastaveniu malej nohy bolo zaznamenané v teste MCT, ktorý hodnotí reaktívne mechanizmy balančnej kontroly. Zvýšila sa efektivita automatických posturálnych reakcií na transláciu plošiny pri podtrhu vpred i vzad.

Dostupné štúdie venujúce sa efektívnosti cvičenia malej nohy vo vzťahu k zlepšeniu posturálnej stability doporučujú zapájať do terapie toto cvičenie. Testovaný v týchto prípadoch bol však účinok posilňovania po dobu niekoľkých týždňov, prípadne okamžitý účinok cvičenia malej nohy. Realizácia cvičenia prebiehala v sede, alebo v bipedálnom stoji. Opačné odporúčanie, t. j. nepoužívanie malej nohy bolo v štúdií, ktorá uskutočňovala balančný tréning (stoj na jednej dolnej končatine) bez a s malou nohou.

Vzhľadom na výsledky experimentu a závery dostupných štúdií sa javí byť tréning malej nohy za účelom zlepšenia stability prospešný vo forme jednoduchého analytického posilňovania či už v sede alebo v bipedálnom stoji. Naproti tomu zaradenie tohto cvičebného prvku do balančného tréningu neprináša očakávané benefity. Stoj na jednej nohe, či cvičenie na balančných pomôckach by sa mali zaoberať bez tohto špeciálneho nastavenia nohy.

Testovania sa však zúčastnila relatívne malá vzorka (tridsať probandov). Zvolili sme si mladých a zdravých jedincov, výsledky preto nemôžeme generalizovať na celú populáciu. Vhodné je do budúcnosti porovnanie i s výsledkami ľudí s patológiou.

REFERENČNÝ ZOZNAM

ANONYMOUS. Lower Extremity Functional Scale (LEFS) [online]. [cit. 18.4.2015]. Dostupné z: <https://www.emoryhealthcare.org/physical-therapy/pdf/hip-lefs.pdf>.

ANONYMOUS. NeuroCom division of natus [online]. [cit. 15.11.2013]. Dostupné z: <http://resourcesonbalance.com/>.

ARUIN, A. S., KANEKAR, N. 2013. Effect of a textured insole on balance and gait symmetry. *Experimental Brain Research* [online]. 2013, vol. 231, no. 2, pp. 201-208. [cit. 14.2.2015]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007/s00221-013-3685-z/fulltext.html>.

BUS, S., MAAS, M. 2009. Role of Intrinsic Muscle Atrophy in the Etiology of Claw Toe Deformity in Diabetic Neuropathy May Not Be as Straightforward as Widely Believed. *Diabetes Care* [online]. 2009, vol. 32, no. 6, pp. 1063–1067. [cit. 8.9.2014]. ISSN 1935-5548. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2681028/pdf/zdc1063.pdf>.

CORBIN, D. M., HART, J. M., MCKEON, P. O., INGERSOLL, CH. D., HERTEL, J. 2007. The Effect of Textured Insoles on Postural Control in Double and Single Limb Stance. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. 2007, vol. 16, pp. 363-372. [cit. 7.3.2015]. ISSN 1543-3072. Dostupné z: <http://journals.humankinetics.com/AcuCustom/Sitename/Documents/DocumentItem/11906.pdf>.

ČAKRT, O. 2009. Kinetická analýza (posturografie). In KOLÁŘ et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. s. 198-199. ISBN 978-80-7262-657-1.

ČIHÁK, R. 2011. *Anatomie I Třetí, upravené a doplněné vydání*. 3. vyd. Praha: Grada Publishing, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8.

DAULT, M. C., GEURTS, A. C. H., MULDER, T. W., DUYSSENS, J. 2001. Postural control and cognitive task performance in healthy participants while balancing on different support-surface configurations. *Gait and Posture* [online]. 2001, vol. 14, pp. 248-255. [cit. 8.9.2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: https://www.rug.nl/research/portal/files/6667063/Dault_2001_Gait_and_Posture.pdf.

DREWES, L. K., BEAZELL, J., MULLINS, M., HERTEL, J. 2008. Four Weeks Of Short Foot Exercises Affect Lower Extremity Function, But Not Alignment, In Patients With Lower Extremity Injuries. *Journal of athletic training* [online]. 2008, vol. 43, no. 3, Suppl 1, pp. 105. [cit. 1.10.2014]. ISSN 1938-162X. Dostupné z: <http://natajournals.org/doi/pdf/10.4085/1062-6050-43.3.S1>.

DREWES, L. K., HERTEL, J. 2009. Intrinsic Foot Muscle Test Deficits In A Population With Chronic Ankle Instability. *Journal of athletic training* [online]. 2009, vol. 44, no. 3, Suppl 1, pp. 28. [cit. 1.10.2014]. ISSN 1938-162X. Dostupné z: <http://natajournals.org/doi/pdf/10.4085/1062-6050-44.3.S1>.

DYLEVSKÝ, I. 2009. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.

DYLEVSKÝ, I., JEŽEK, P. *Základy kineziologie*. [online]. [cit. 15.11.2013]. Dostupné z: <http://vos.palestra.cz/skripta/kineziologie/7a5a2.htm>.

ENOKA, R. M. 2002. *Neuromechanics of human movement*. Third Edition. Champaign: Human Kinetics, 2002. ISBN 0-7360-0251-0.

FALADOVÁ, K., NOVÁKOVÁ, T. 2009. Posturální strategie v průběhu motorického vývoje. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2009, roč. 16, č. 3, s. 116-119. ISSN 1211-2658.

FIOLKOWSKI, P., BRUNT, D., BISHOP, M., WOO, R., HERODYSKI, M. 2003. Intrinsic pedal musculature support of the medial longitudinal arch: an electromyography study. *The Journal of Foot and Ankle Surgery* [online]. 2003, vol. 42, no. 6, pp. 327-333. [cit. 8.9.2014]. ISSN 1067-2516. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1067251603003910>.

GOO, Y., HEO, H., AN, D. 2014. EMG Activity of the Abductor Hallucis Muscle during Foot Arch Exercises Using Different Weight Bearing Postures. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2014, vol. 26, no. 10, pp. 1635-1636. [cit. 1.2.2015]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4210417/pdf/jpts-26-1635.pdf>.

HASHIMOTO, T., SAKURABA, K. 2014a. Strength Training for the Intrinsic Flexor Muscles of the Foot: Effects on Muscle Strength, the Foot Arch, and Dynamic Parameters Before and After the Training. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2014, vol. 26,

no. 3, pp. 373-376. [cit. 4.10.2014]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3976005/pdf/jpts-26-373.pdf>.

HASHIMOTO, T., SAKURABA, K., 2014b. Assessment of Effective Ankle Joint Positioning in Strength Training for Intrinsic Foot Flexor Muscles: A Comparison of Intrinsic Foot Flexor Muscle Activity in a Position Intermediate to Plantar and Dorsiflexion with that in Maximum Plantar Flexion Using Needle Electromyography. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2014, vol. 26, no. 3, pp. 451-454. [cit. 4.10.2014]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3976025/>.

HAZIME, F. A., ALLARD, P., IDE, M. R., SIQUEIRA, C. M., AMORIM, C. F., TANAKA, C. 2012. Postural control under visual and proprioceptive perturbations during double and single limb stances: Insights for balance training. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2012, vol. 16, no. 2, pp. 224-229. [cit. 2.4.2015]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/S1360859211000532/1-s2.0-S1360859211000532-main.pdf?_tid=ceb166c8-d968-11e4-85e8-00000aacb360&acdnat=1428000669_c8fdd4eeffa463007671a41284c9d399.

HEADLEE, D. L., LEONARD, J. L., HART, J.M., INGERSOLL, CH. D., HERTEL, J. 2008. Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2008, vol. 18, no. 3 pp. 420-425. [cit. 8.9.2014]. ISSN 10506411. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641106001702>.

HORAK, F. B., HENRY, S. M., SHUMWAY-COOK, A. 1997. Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders. *Physical therapy Journal of the american physical therapy association* [online]. 1997, vol. 77, no. 5, pp. 517-533. [cit. 19.3.2015]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/77/5/517.full.pdf+html>.

HORAK, F. B. 1987. Clinical Measurement of Postural Control in Adults. *Physical therapy Journal of the american physical therapy association* [online]. 1987, vol. 67, no. 12, pp. 1881-1885. [cit. 2.4.2015]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/67/12/1881.full.pdf+html>.

HEO, H., AN, D. 2014. The Effect of an Inclined Ankle on the Activation of the Abductor Hallucis Muscle during Short Foot Exercise. *Journal of Physical Therapy Science* [online].

2014, vol. 26, no. 4, pp. 619-620. [cit. 1.2.2015]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3996434/pdf/jpts-26-619.pdf>.

CHANG, R., LARSEN, R., KENT-BRAUN, J., HAMILL, J. 2008. Energetics of the intrinsic foot muscles in plantar fasciitis. *Journal of Foot and Ankle Research* [online]. 2008, vol. 1, Suppl 1. [cit. 27.3.2015]. ISSN 1757-1146. Dostupné z: <http://www.jfootankleres.com/content/pdf/1757-1146-1-S1-O1.pdf>.

JAM, B. Evaluation and Retraining of the Intrinsic Foot Muscles for Pain Syndromes Related to Abnormal Control of Pronation [online]. [cit. 16.9.2014]. Dostupné z: <http://www.aptei.com/articles/pdf/IntrinsicMuscles.pdf>.

JANDA, V. , VÁVROVÁ, M. 1992. Senzomotorická stimulace. Základy metodiky proprioceptivního cvičení. *Rehabilitácia*. 1992, roč. 25, č.3, s. 14–34. ISSN 0375-0922.

JANDA, V., VÁVROVÁ, M. 2007. Sensory motor stimulation. In LIEBENSON, C. *Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual*. Second Edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2007. pp. 319-328. ISBN 9780781729970.

JUNG, D., KOH, E., KWON, O. 2011b. Effect of foot orthoses and short-foot exercise on the cross-sectional area of the abductor hallucis muscle in subjects with pes planus: A randomized controlled trial. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2011b, vol. 24, no. 4, pp. 225–231. [cit. 4.2.2015]. ISSN 1878-6324.

JUNG, D., KIM, M., KOH, E., KWON, O., CYNN, H., LEE, W. 2011a. A comparison in the muscle activity of the abductor hallucis and the medial longitudinal arch angle during toe curl and short foot exercises. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2011, vol. 12, no. 1, pp. 30-35. [cit. 15.11.2013]. ISSN 1873-1600. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/S1466853X10000751/1-s2.0-S1466853X10000751-main.pdf?_tid=98dcd4c4-4e13-11e3-979c-00000aab0f26&acdnat=1384533362_0d79e49d83cada0a4249a5e17e504755.

KELLY, L. A., CRESSWELL, A. G., RACINAIS, S., WHITELEY, R., LICHTWARK, G. 2014. Intrinsic foot muscles have the capacity to control deformation of the longitudinal arch. *Journal of the Royal Society Interface* [online]. 2014, vol. 11, no. 93, pp. 20131188-20131188. [cit. 14.1.2015]. ISSN 1742-5662. Dostupné z: <http://rsif.royalsocietypublishing.org/content/royinterface/11/93/20131188.full.pdf>.

KELLY, L.A., KUITUNEN, S., RACINAIS, S., CRESSWELL, A. G. 2012. Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clinical Biomechanics* [online]. 2012, vol. 27, no. 1, pp. 46-51. [cit. 8.11.2013]. ISSN 0268-0033 Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/S026800331100194X/1-s2.0-S026800331100194X-main.pdf?_tid=2c70efe2-48b8-11e3-959e-00000aab0f6b&acdnat=1383944340_b49a0ad35dc9c6d716bbbcd9de9cd655.

KIEMEL, T., ZHANG, Y., JEKA, J. J. 2011. Identification of Neural Feedback for Upright Stance in Humans: Stabilization Rather Than Sway Minimization. *The Journal of Neuroscience* [online]. 2011, vol. 31, no.42, pp. 15144-15153. [cit. 21.7.2014]. ISSN 1529-2401 Dostupné z: <http://www.jneurosci.org/content/31/42/15144.full>.

KOLÁŘ, P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J. 2014. Kinetické technológie. In KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L. *Počítačové a robotické technológie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. s. 11-61. ISBN 978-80-244-4266-2.

KOLÁŘOVÁ, B. 2012. *Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi*. 1.vyd. Olomouc: EZ Centrum, 2012. s. 7-13. ISBN 978-80-260-1645-8.

KRÁLÍČEK, P. 2004. *Úvod do speciální neurofyziologie*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2004. ISBN 80-246-0350-0.

LÁNIK, V. 1990. *Kineziologie*. 1. vyd. Martin: Osveta, 1990. ISBN 80-217-0136-6.

LATASH, M. L. 2008. *Neurophysiological Basis of Movement*. Second Edition. Champaign: Human Kinetics, 2008. ISBN 978-0-7360-6367-8.

LATEY, P. J., BURNS, J., HILLER, C., NIGHTINGALE, E. J. 2014. Relationship between intrinsic foot muscle weakness and pain: a systematic review. *Journal of Foot and Ankle Research* [online]. 2014, vol. 7, Suppl 1. [cit. 8.9.2014]. ISSN 1757-1146. Dostupné z: <http://www.jfootankleres.com/content/pdf/1757-1146-7-S1-A51.pdf>.

LEWIT, K. 2003. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika ve spolupráci s Českou lékařskou společností J.E. Purkyně, 2003. ISBN 80-86645-04-5.

LOUDON, J. K., WIESNER, D., GOIST-FOLEY, H. L., ASJES, C., LOUDON, K. L. 2002. Intrarater Reliability of Functional Performance Tests for Subjects With Patellofemoral Pain Syndrome. *Journal of Athletic Training* [online]. 2002, vol. 37, no. 3, pp. 256-261. [cit. 2.4.2015]. ISSN 1938-162X. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164353/>.

LYMAN, T. P. 2009. A Review of the Function of the Quadratus Plantae. *The Foot and Ankle Online Journal* [online]. 2009, vol. 2, no. 11. [cit. 7.3.2014]. ISSN 1941-6806. Dostupné z: https://faoj.files.wordpress.com/2009/11/quadratus_plantae_function.pdf.

LYNN, S. K., PADILLA, R. A., TSANG, K. K. W. 2012. Differences in Static- and Dynamic-Balance Task Performance After 4 Weeks of Intrinsic-Foot-Muscle Training: The Short-Foot Exercise Versus the Towel-Curl Exercise. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. 2012, vol. 21, pp. 327-333. [cit. 8.9.2014]. ISSN 1543-3072. Dostupné z: http://www.humankinetics.com/AcuCustom/Sitename/Documents/DocumentItem/04%20Lynn_JSJR_20110066_327-333.pdf.

MASSION, J. 1992. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in neurology* [online]. 1992, vol. 38, no. 1, pp. 35-56. [cit. 27. 2. 2014]. ISSN 0301-0082-92. Dostupné z: <http://e.guigon.free.fr/rsc/article/Massion92.pdf>

MCKEON, P. O., STEIN, A. J., INGERSOLL, CH. D., HERTEL, J. 2012. Altered Plantar-Receptor Stimulation Impairs Postural Control in Those With Chronic Ankle Instability. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. 2012, vol. 21, pp. 1-6. [cit. 7.3.2015]. ISSN 1543-3072. Dostupné z: http://www.humankinetics.com/acucustom/sitename/Documents/DocumentItem/0%20McKeon%20JSJR_20100015_p1-6.pdf.

MCKEON, P. O., J. HERTEL, D. BRAMBLE a I. DAVIS. 2014. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2014, vol. 49, no. 5, pp. 290-290. [cit. 4.10.2014]. ISSN 1473-0480. Dostupné z: <http://bjsm.bmj.com/content/early/2014/03/21/bjsports-2013-092690.full.pdf+html>.

MENZ, H.B., MORRIS, M. E., LORD, S. R. 2005. Foot and Ankle Characteristics Associated With Impaired Balance and Functional Ability in Older People. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* [online]. 2005, vol. 60, no. 12, pp. 1546-1552. [cit. 8.11.2013]. ISSN 1758-535X. Dostupné z: <http://biomedgerontology.oxfordjournals.org/content/60/12/1546.full.pdf+html>.

MICKLE, K. J., MUNRO, B. J., LORD, S. R., MENZ, H. B., STEELE, J. R. 2009. ISB Clinical Biomechanics Award 2009. *Clinical Biomechanics* [online]. 2009, vol. 24, no. 10, pp. 787-791. [cit. 8.11.2013]. ISSN 0268-0033. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003309002010>.

MOON, D., KIM, K., LEE, S. 2014. Immediate Effect of Short-foot Exercise on Dynamic Balance of Subjects with Excessively Pronated Feet. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2014, vol. 26, no. 1, pp. 117-119. [cit. 8.9.2014]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3927021/>.

MULLIGAN, E., COOK, P. 2013. Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Manual Therapy* [online]. 2013, vol. 18, no. 5, pp. 425-430. [cit. 8.11.2013]. ISSN 1356-689X. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1356689X13000362>.

NASHNER, L. M. 1997. Computerized Dynamic Posturography. In JACOBSON, G. P., NEWMAN, G. W., KARTUSH, J. M. First Edition. *Handbook of balance function testing*. London: Thomson Delmar Learning, 1997. pp. 280-307. ISBN 1-565-93907-7.

NEWSHAM, K. R. 2010. Strengthening the Intrinsic Foot Muscles. *Athletic therapy today* [online]. 2010, vol. 15, no. 1, pp. 32-35. [cit. 8.9.2014]. ISSN 1078-7895. Dostupné z: <http://www.humankinetics.com/acucustom/sitename/Documents/DocumentItem/17669.pdf>.

PAGE, P. 2006. Sensorimotor training: A “global” approach for balance training. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2006, vol. 10, pp. 77-84. [cit. 8.9.2014]. ISSN

13608592. Dostupné z: http://vita-care.eu/system/uploads/14/original/Page_Sensimotor_training__a_global_approach__Page_2006.pdf.

PASTUCHA, D. et al. 2013. Porucha posturální stability u dětí s obezitou. *Interní medicína pro praxi* [online]. 2013, roč. 15, č. 6-7, s. 229-232. [cit. 11.11.20134]. ISSN 1803-5256. Dostupné z: <http://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2013/06/09.pdf>.

PAVLŮ, D., NOVOSÁDOVÁ, K. 2001. Příspěvek k objektivizaci účinku „Metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové“ se zřetelem k tzv. evidence-based practice. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 4, s. 178-181. ISSN 1211-2658.

PÉREZ, F. V., VICÉN, J. A. 2011. Efectos de Power Balance[®] en el equilibrio estático y dinámico en sujetos físicamente activos. *Apunts. Medicina de l'Esport* [online]. 2011, vol. 46, no. 171, pp. 109-115. [cit. 18.4.2015]. ISSN 1886-6581. Dostupné z: <http://www.apunts.org/es/efectos-power-balance-el/articulo/90027044/>.

RIACH, C. L., STARKES, J. L. 1994. Velocity of centre of pressure excursions as an indicator of postural control systems in children. *Gait and Posture* [online]. 1994, vol. 2, no. 3, pp. 167-172. [cit. 19.3.2015]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/0966636294900043/1-s2.0-0966636294900043-main.pdf?_tid=4ad186a8-f434-11e4-b423-00000aab0f27&acdnat=1430946795_6efc304cace688efe2a43588d87f2777.

ROTHERMEL, S., HALE, S. A., HERTEL, J., DENEGAR, C. R. 2004. Effect of active foot positioning on the outcome of a balance training program. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2004, vol. 5, no. 2, pp. 98-103. [cit. 15.11.2013]. ISSN 1873-1600. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/S1466853X04000276/1-s2.0-S1466853X04000276-main.pdf?_tid=e753f424-4e14-11e3-85e1-00000aab0f6c&acdnat=1384533923_e89ab69a3854c54537e56653d412c20b.

SANTOS, M. J., KANEKAR, N., ARUIN, A. S. 2010. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2010, vol. 20, no. 3., pp. 388–397. [cit. 24. 1. 2015]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641109000935>.

SAUER, L. D., BEAZELL, J., HERTEL, J. 2011. Considering the Intrinsic Foot Musculature in Evaluation and Rehabilitation for Lower Extremity Injuries. *Athletic Training & Sports*

Health Care [online]. 2011, vol. 3, no. 1, pp. 43-47. [cit. 4.8.2014]. ISSN 1942-5872. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/839009436/fulltextPDF/14C04DB71D664E18PQ/4?accountid=16730>.

SHEA, S. B. 3 easy exercises for fitter feet [online]. [cit. 18.4.2015]. Dostupné z: <http://www.more.com/health/fitness/3-easy-exercises-fitter-feet>.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. 2012. *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*. Fourth Edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012. ISBN 9781451117103.

SIMONEAU, G. G., ULBRECHT, J. S., DERR, J. A., CAVANAGH, P. R. 1995. Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait and Posture* [online]. 1995, vol. 3, no. 3, pp. 115-122. [cit. 7.3.2015]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/096663629599061O/1-s2.0-096663629599061O-main.pdf?_tid=3b3610c8-d964-11e4-8f1f-00000aacb361&acdnat=1427998704_41e6ba4f5ac2c15bdbf2b61abbc73840.

SMITH, L. K., WEISS, E. L., LEHMKUHL, L. D. 1996. *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*. Fifth Edition. Philadelphia: F.A. Davis, 1996. ISBN 0-8036-7916-5.

SOORIAKUMARAN, P., SIVANANTHAN, S. 2005. Why Does Man Have a Quadratus Plantae? A Review of Its Comparative Anatomy. *Croatian medical journal* [online]. 2005, vol. 46, no. 1, pp. 30-35. [cit. 7.3.2014]. ISSN 1332-8166. Dostupné z: <http://neuron.mefst.hr/docs/CMJ/issues/2005/46/1/15726673.pdf>.

SOYSA, A., HILLER, C., REFSHAUGE, K., BURNS, J. 2012. Importance and challenges of measuring intrinsic foot muscle strength. *Journal of Foot and Ankle Research* [online]. 2012, vol. 5, no. 1. [cit. 8.9.2014]. ISSN 1757-1146. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3544647/pdf/1757-1146-5-29.pdf>.

SUCHOMEL, T., LISICKÝ, D. Progresivní dynamická stabilizace bederní páteře [online]. [cit. 4.2.2015]. Dostupné z: http://www.ftk.upol.cz/dokumenty/kfa/prezentace/trenink_stabilizace.pdf.

TOSOVIC, D., GHEBREMEDHIN, E., GLEN, CH., GORELICK, M., BROWN, J. M. 2012. The architecture and contraction time of intrinsic foot muscles. *Journal of Electromyography*

and Kinesiology [online]. 2012, vol. 22, pp. 930-938.[cit. 10.3.2014]. ISSN 1873-5711. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641112000922>.

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. 2009. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Vydavatelství UP, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.

VAŘEKA, I. 2002a. Posturální stabilita (I. část) – terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002a, roč. 9, č. 4, s. 115–121. ISSN 1211-2658.

VAŘEKA, I. 2002b. Posturální stabilita (II. část) – řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002b, roč. 9, č. 4, s. 122–129. ISSN 1211-2658.

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 1. vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

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

VEVERKOVÁ, M., VÁVROVÁ, M. 2009. Senzomotorická stimulace. In KOLÁŘ et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. ss. 272-274. ISBN 978-80-7262-657-1.

WESTCOTT, S. L., LOWES, L. P., RICHARDSON, P. K. 1997. Evaluation of Postural Stability in Children: Current Theories and Assessment Tools. *Physical therapy Journal of the american physical therapy association* [online]. 1997, vol. 77, no. 6, pp. 629-645. [cit. 2.4.2015]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/77/6/629.full.pdf>.

WINTER, D. A. 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture* [online]. 1995, vol. 3, no. 4, pp. 193–214. [cit. 8. 11. 2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0966636296828499#>.

ZOZNAM SKRATIEK

| | |
|--------|--|
| 1. kv. | prvý kvartil |
| 3. kv. | tretí kvartil |
| atď. | a tak ďalej |
| cm | centimeter |
| CNS | centrálne nervová sústava |
| COG | center of gravity, priemet spoločného ťažiska tela do roviny opornej bázy |
| COP | center of pressure, pôsobisko reakčnej sily |
| COPV | rýchlosť zmien polohy COP |
| DK | dolná končatina |
| EMG | elektromyograf |
| EPE | endpoint excursion, bod, kam sa vychýli ťažisko pri prvom pokuse o dosiahnutie limitov stability bez zaváhania |
| et al. | a ďalší |
| Hz | Hertz |
| kg | kilogram |
| LOS | Test Limits of Stability |
| m. | musculus |
| max. | maximum |
| MCT | Motor Control Test |
| min. | minimum |
| mm | milimeter |
| ms | milisekundy |
| n | počet probandov |
| napr. | napríklad |
| obr. | obrázok |
| p | hladina štatistickej významnosti |
| pp. | strany |
| QP | quadratus plantae |
| RT | reakčný čas |
| SD | smerodatná odchýlka |
| s. | strana/strany |
| T | hodnota testovej štatistiky T pre párový t -test |

- t. j. to jest
- US Unilateral Stance
- Z hodnota testovej štatistiky Z pre Wilcoxonov test

ZOZNAM OBRÁZKOV

| | |
|--|----|
| Obrázok 1: Foot core systém (upravené podľa McKeon et al., 2014, s. 3)..... | 16 |
| Obrázok 2: Chodidlo bez aktivácie malej nohy (a) vs. s aktiváciou malej nohy (b)..... | 18 |
| Obrázok 3: Korigovaný stoj s aktiváciou malej nohy | 19 |
| Obrázok 4: Towel curl exercise / Toe curl exercise (Shea, 2015, nestránkované)..... | 24 |
| Obrázok 5: Modifikovaný stoj na 1DK pri teste US | 36 |
| Obrázok 6: Krabicový graf pre parameter sway velocity testu US pri otvorených očiach na dominantnej DK | 39 |
| Obrázok 7: Krabicový graf pre parameter sway velocity testu US pri otvorených očiach na nedominantnej DK..... | 39 |
| Obrázok 8: Krabicový graf pre parameter endpoint excursion testu LOS v smere dopredu.... | 42 |
| Obrázok 9: Krabicový graf pre parameter endpoint excursion testu LOS v smere doľava | 43 |
| Obrázok 10: Krabicový graf pre parameter doba latencie testu MCT pri podtrhu dozadu pri strednej rýchlosti, pravá DK..... | 44 |
| Obrázok 11: Krabicový graf pre parameter doba latencie testu MCT pri podtrhu dozadu pri veľkej rýchlosti, ľavá DK..... | 45 |
| Obrázok 12: Krabicový graf pre parameter doba latencie testu MCT pri podtrhu dozadu pri veľkej rýchlosti, pravá DK | 45 |
| Obrázok 13: Krabicový graf pre parameter doba latencie testu MCT pri podtrhu dopredu pri strednej rýchlosti, ľavá DK..... | 47 |
| Obrázok 14: Krabicový graf pre parameter doba latencie testu MCT pri podtrhu dopredu pri strednej rýchlosti, pravá DK..... | 47 |

ZOZNAM TABULIEK

| | |
|--|----|
| Tabuľka 1: Základné veličiny popisnej štatistiky pre parameter sway velocity v teste US pri otvorených očiach..... | 38 |
| Tabuľka 2: Základné veličiny popisnej štatistiky pre parameter sway velocity v teste US pri zatvorených očiach | 40 |
| Tabuľka 3: Základné veličiny popisnej štatistiky pre parameter reakčný čas v teste LOS | 41 |
| Tabuľka 4: Základné veličiny popisnej štatistiky pre parameter endpoint excursion v teste LOS..... | 42 |
| Tabuľka 5: Základné veličiny popisnej štatistiky pre parameter doba latencie v teste MCT pri podtrhu dozadu | 44 |
| Tabuľka 6: Základné veličiny popisnej štatistiky pre parameter doba latencie v teste MCT pri podtrhu dopredu..... | 46 |

ZOZNAM PRÍLOH

Príloha 1: Modifikovaný Star Excursion – (Y-Balance) Test (Lynn et al., 2012, s. 329)

Príloha 2: Lower Extremity Functional Scale (Anonymous, 2015, s. 1-2)

Príloha 3: Star excursion balance test (Pérez, Vicén, 2011, s. 111)

Príloha 4: Popis stupnice testu na vlastné svaly nohy (Mulligan a Cook, 2013, s. 427)

Príloha 5: Informovaný súhlas

Príloha 6: Anamnestický dotazník

PRÍLOHY

Príloha 1: Modifikovaný Star Excursion – (Y-Balance) Test (Lynn et al., 2012, s. 329)

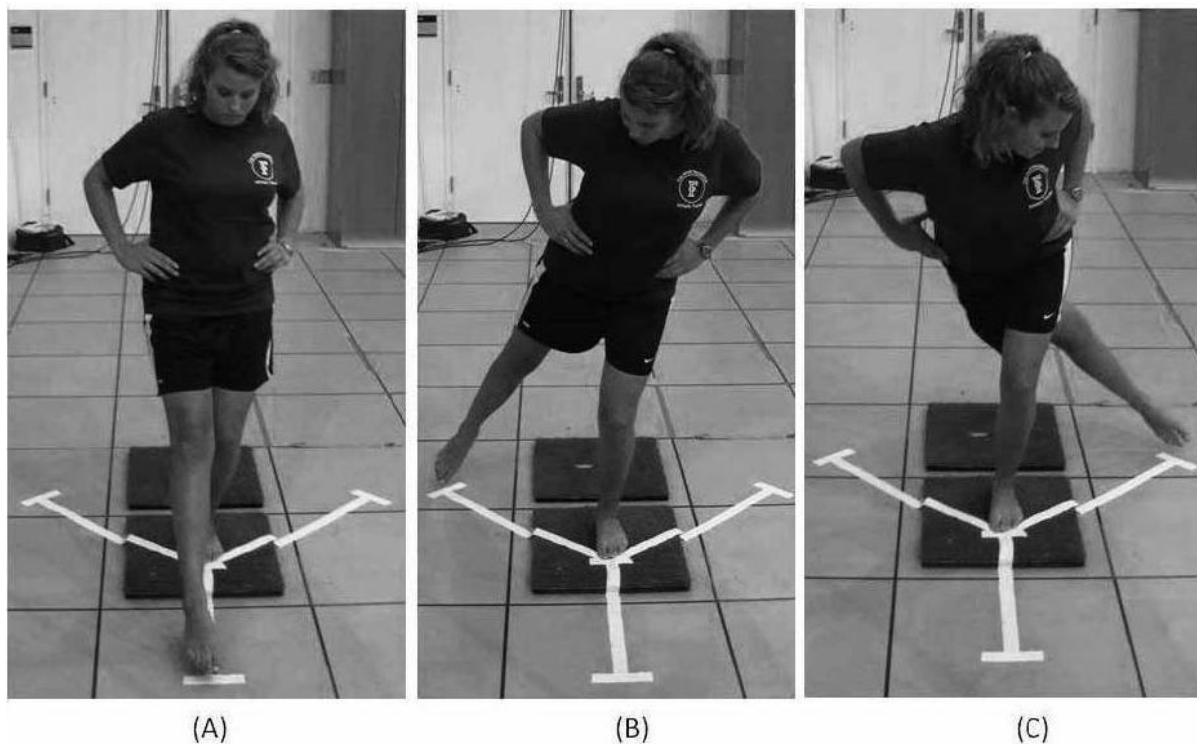


Figure 1 — The modified Star Excursion (Y-Balance) Test. Subject reaches in the (A) anterior, (B) posteromedial, and (C) posterolateral directions.

Príloha 2: Lower Extremity Functional Scale (Anonymous, 2015, s. 1-2)

Lower Extremity Functional Scale (LEFS)

Source: Binkley JM, Stratford PW, Lott SA, Riddle DL. The Lower Extremity Functional Scale (LEFS): scale development, measurement properties, and clinical application. North American Orthopaedic Rehabilitation Research Network. *Phys Ther.* 1999 Apr;79(4):371-83. The Lower Extremity Functional Scale (LEFS) is a questionnaire containing 20 questions about a person's ability to perform everyday tasks. The LEFS can be used by clinicians as a measure of patients' initial function, ongoing progress and outcome, as well as to set functional goals.

The LEFS can be used to evaluate the functional impairment of a patient with a disorder of one or both lower extremities. It can be used to monitor the patient over time and to evaluate the effectiveness of an intervention.

Scoring instructions

The columns on the scale are summed to get a total score. The maximum score is 80.

Interpretation of scores

- The lower the score the greater the disability.
- The minimal detectable change is 9 scale points.
- The minimal clinically important difference is 9 scale points.
- % of maximal function = (LEFS score) / 80 * 100

Performance:

- The potential error at a given point in time was +/- 5.3 scale points.
- Test-retest reliability was 0.94.
- Construct reliability was determined by comparison with the SF-36. The scale was found to be reliable with a sensitivity to change superior to the SF-36.

Instructions: We are interested in knowing whether you are having any difficulty at all with the activities listed below **because of your lower limb problem** for which you are currently seeking attention. Please provide an answer for **each** activity.

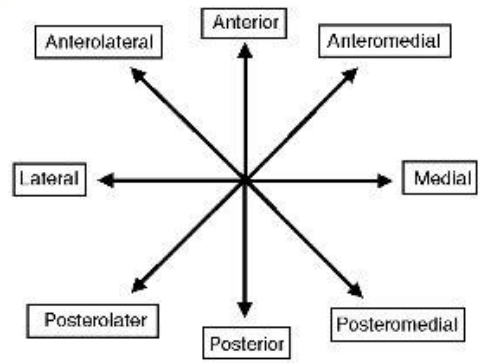
Today, do you or would you have any difficulty at all with:

| Activities | Extreme difficulty or unable to perform activity | Quite a bit of difficulty | Moderate difficulty | A little bit of difficulty | No difficulty |
|---|---|----------------------------------|----------------------------|-----------------------------------|----------------------|
| 1. Any of your usual work, housework or school activities. | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 2. Your usual hobbies, recreational or sporting activities. | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 3. Getting into or out of the bath. | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 4. Walking between rooms. | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 5. Putting on your shoes or socks. | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 6. Squatting. | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 7. Lifting an object, like a bag of groceries from the floor. | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 8. Performing light activities around your home. | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 9. Performing heavy activities around your home. | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 10. Getting into or out of a car. | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 11. Walking 2 blocks. | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 12. Walking a mile. | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 13. Going up or down 10 stairs (about 1 flight of stairs). | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 14. Standing for 1 hour. | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 15. Sitting for 1 hour. | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 16. Running on even ground. | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 17. Running on uneven ground. | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 18. Making sharp turns while running fast. | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 19. Hopping. | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 20. Rolling over in bed. | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| Column Totals: | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |

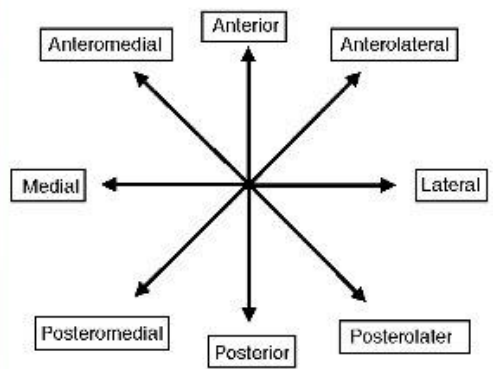
Príloha 3: Star excursion balance test (Pérez, Vicén, 2011, s. 111)



Left Limb Stance



Right Limb Stance



Príloha 4: Popis stupnice testu na vlastné svaly nohy (Mulligan a Cook, 2013, s. 427)

Performance grading criteria for IFMT.

| Performance Grade ^a | Steadiness of the navicular height | Tendency for over activity or compensation by extrinsic musculature |
|--------------------------------|---|---|
| (3) – Good | Always Able to maintain relatively steady navicular height with minimal compensation from extrinsic musculature | Never |
| (2) – Fair | Sometimes Navicular position periodically fluctuated with inconsistent use of the intrinsic musculature requiring some contribution by the extrinsic musculature | Periodic |
| (1) – Poor | Never Quickly lost navicular position and could not hold position without compensatory extrinsic muscular recruitment. | Always |

IFMT – Intrinsic Foot Muscle Test.

^a Performance grading criteria adapted from Jam (2006).

Príloha 5: Informovaný súhlas

Informovaný souhlas

pro výzkumný projekt: Diplomová práce

období realizace: 15.9.2014 – 31.3.2015

řešitelé projektu: Bc. Mária Repková

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je objasnění vlivu krátkých svalů nohy na posturální stabilitu ve stoji za použití posturografu. Proběhne série 3 testů (US, MCT a LOS) v klidovém, přirozeném stoji a další série stejných testů v korigovaném stoji s aktivací „malé nohy“. Při US testu proband zvedne 1 dolní končetinu nad podložku po dobu 10 s při otevřených a po té zavřených očích. Při dalším testě, MCT, proband stojí oběma dolními končetinami na pohyblivé plošině, která se 3x posunuje směrem vzad a po té 3x vpřed. Třetím testem je LOS, při kterém proband přenáší své těžiště v různých směrech dle předlohy na monitore. Testy proběhnou v náhodném pořadí dle losování.

Z účasti na projektu pro Vás vyplývají tyto výhody či rizika: Bude vyhotoveno 6 záznamů, které budou anonymně zpracovány. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: _____

V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu: _____

V _____ dne: _____

Príloha 6: Anamnestický dotazník

Anamnestický dotazník

Meno a priezvisko

Dátum narodenia..... Vek

Výška

Váha

Pohlavie

1. Dominancia dolnej končatiny (Ktorú dolnú končatinu preferujete pri kope do lopty?)

a) pravá

b) ľavá

c) nevyhranená

2. Závrate

a) nie

b) áno často

c) len pri určitých pohyboch/činnostiach (akých)

3. Neurologické ochorenia

a) áno (aké)

b) nie

4. Ortopedické problémy

a) áno (aké)

b) nie

5. Úrazy na dolnej končatine za posledný pol rok

a) áno (aké)

b) nie

Podpis účastníka projektu:.....

V..... dňa: