

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav fyzioterapie

Bc. Karolína Maděrová

Představa chůze v obraze povrchové elektromyografie

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Marek Tomsa

Olomouc 2019

Anotace

Název práce: Představa chůze v obraze povrchové elektromyografie

Název práce v AJ: Gait imagery in the view of surface electromyography

Datum zadání: 2018-01-31

Datum odevzdání: 2019-05-13

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Karolína Maděrová

Vedoucí práce: Mgr. Marek Tomsa

Oponent práce: PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Abstrakt v ČJ:

Úvod: Představa pohybu je dynamický kognitivní proces, který je stále více populárním předmětem zkoumání mnoha vědeckých pracovníků. Jedná se o představu vykonání pohybu bez jeho reálného provedení nebo volní aktivace svalů.

Cíl: Cílem této diplomové práce bylo zjistit, jak se mění svalová aktivita a posturální výchylky v reakci na představu chůze, a zhodnotit případný vliv pozice, ve které představa probíhá.

Metodika: Výzkumu se účastnilo 37 mladých (průměrný věk 23,9; $\pm 1,17$) zdravých jedinců, zejména studentů fyzioterapie, s dobrou schopností představy pohybu. V sedu a ve stoji byla během všech sledovaných situací snímána bilaterální elektromyografická aktivita m. erector spinae, m. rectus femoris a m. biceps femoris. Sledovanými situacemi byl klid a představa chůze před a po její realizaci.

Výsledky: Statistickým zpracováním byla zjištěna obecná tendence svalů ke snížení aktivity při probíhající představě, nejvíce signifikantně reagujícím svalem byl v obou pozicích m. rectus femoris. Ke statisticky významným poklesům svalových aktivit docházelo u všech svalů vždy při porovnání klidové situace s představou, která proběhla po realizaci chůze. Provázání změny svalové aktivity a pozice, zaujaté při představě chůze, v této práci prokázáno nebylo.

Závěr: S představou chůze dochází ke změně svalové aktivity. Nezávisle na pozici dochází ke snížení svalové aktivity v reakci na představu chůze, přičemž největší pokles nastává při představě chůze po jejím provedení.

Abstrakt v AJ:

Introduction: Movement imagery is a dynamic cognitive proces, which is increasingly being studied by many researchers. It refers to the act of imagining a movement without its actual execution or voluntary activation of the muscles.

Purpose: The purpose of this paper was to discover, how the muscle activity and postural sways change due to gait imagery, and evaluate possible impact of the posture.

Methods: The study involved 37 young (average age 23,9; $\pm 1,17$) healthy individuals, mainly physiotherapy students with good movement imagery ability. The billateral electromyographic activity of the m. erector spinae, m. rectus femoris and m. biceps femoris was examined in the sitting and standing positions during observed situations. The observed situations were rest and gait imagery before and after gait execution.

Results: Statistics showed general trend of the muscle activity decrease as a reaction on the gait imagery. M. rectus femoris was the most significantly responding muscle in both positions. Statistically significant decreases of the muscle activities were always found between the resting position and the second gait imagery. The relationship between the posture of the participants and the muscle activity change was not proved in this study.

Conclusion: Gait imagery affects muscle activity change. Independently on a posture of the participants, the muscle activity decreases in a response on a gait imagery. The main decrease of the muscle activity occurs in gait imagery after gait execution.

Klíčová slova v ČJ: povrchová elektromyografie, chůze, lokomoce, představa pohybu, řízení chůze

Klíčová slova v AJ: surface electromyography, walking, gait, motor imagery, gait control

Rozsah: 98 stran/6 příloh

Dedikace práce:

Tato práce vznikla za podpory grantu Univerzity Palackého IGA_FZV_2018_002 „Potenciál imaginace chůze a jejich modifikací ve fyzioterapii“ (hlavní řešitel PhDr. Barbora Kolářová, Ph. D.).

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Marka Tomsy, a použila jen bibliografické a elektronické zdroje uvedené v referenčním seznamu této diplomové práce.

V Olomouci dne 13. května 2019

Podpis:.....

Poděkování:

Ráda bych touto cestou poděkovala svému vedoucímu, Mgr. Marku Tomsovi, za cenné rady a připomínky při vedení této diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat Mgr. Dagmar Tečové, za odbornou pomoc při statistickém zpracování. Velké poděkování patří také mé rodině a nejbližším za podporu při celém studiu.

Obsah

Anotace.....	2
Obsah.....	6
Úvod.....	8
1 Přehled poznatků	10
1.1 Pohyb, postura a vzpřímené držení.....	10
1.1.1 Řízení pohybu.....	10
1.2 Chůze.....	13
1.2.1 Řízení chůze.....	14
1.3 Představa pohybu.....	17
1.3.1 Definice představy pohybu a možnosti jejího využití	17
1.3.2 Rozdělení představy pohybu	18
1.3.3 Vliv představy pohybu na aktivitu tělních systémů	19
1.3.4 Vztah představy pohybu a polohy subjektu.....	21
1.3.5 Využití představy pohybu u sportovců.....	22
1.3.6 Hodnocení schopnosti představy pohybu	24
1.4 Představa chůze	25
1.4.1 Využití představy chůze v klinické praxi	26
1.5 Vliv observace na představu pohybu, adaptační změny centrální nervové soustavy	27
1.5.1 Zrcadlové neurony.....	28
1.5.2 Neuroplasticita.....	28
1.6 Povrchová elektromyografie.....	30
1.6.1 Aplikace hybridních elektromyografických elektrod	31
1.6.2 Elektromyografický signál a jeho zpracování a vyhodnocení.....	31
2 Cíle a hypotézy diplomové práce	34
2.1 Cíl práce.....	34
2.2 Hypotézy.....	34

3 Metodika výzkumu	35
3.1 Charakteristika výzkumné skupiny	35
3.2 Průběh a metody výzkumu	35
3.3 Zpracování dat	37
3.3.1 Zpracování elektromyografického signálu a záznamu z akcelerometru	37
3.3.2 Statistické zpracování dat	38
4 Výsledky výzkumu	39
4.1 Výsledky elektromyografické aktivity svalů	39
4.2 Výsledky posturálních výchylek	47
4.3 Vyjádření k hypotézám na základě výsledků statistického vyhodnocení	50
5 Diskuse	55
5.1 Změny svalové aktivity při představě pohybu	55
5.2 Snížení svalové aktivity jako reakce na představu pohybu	57
5.2.1 Aktivita centrálního nervového systému při představě chůze	59
5.2.2 Vliv prožitku pohybu na svalovou aktivitu při jeho představě	61
5.2.3 Vliv pozice při představě pohybu na svalovou aktivitu	62
5.3 Posturální výchylky při představě chůze	64
5.4 Přínos pro fyzioterapeutickou praxi	65
5.5 Limity studie	67
Závěr	70
Referenční seznam	72
Seznam zkratk	83
Seznam obrázků a tabulek	84
Seznam příloh	86
Přílohy	87

Úvod

Představa pohybu je kognitivní proces spočívající v imaginaci vykonání pohybu bez jeho skutečného provedení. V praxi bývá trénink pohybu v představě součástí komplexní terapie v rámci rehabilitace pro zlepšení motorického výkonu pacientů, své využití má také u zdravých jedinců při motorickém učení. Dlouhodobě využíváný je taktéž v tréninku vrcholových sportovců (např. tenistů a gymnastů) a v přípravě muzikantů a chirurgů pro zkvalitnění či osvojení motorických funkcí.

V posledních letech roste zájem o výzkum motorické představy, jejího neurálního podkladu a dopadu na svalovou aktivitu. Podle výsledků mnoha studií vede imaginace pohybu k modulaci svalové aktivity, a má tedy pozitivní vliv na jeho provedení. Velikost změny aktivity svalů je závislá mimo jiné na kvalitě kognitivních funkcí, tedy schopnosti motorické představivosti, kterou lze testovat. Dosud publikované studie poukazují na obdobné aktivace neurálních motorických okruhů při představě, observaci a exekuci pohybu.

Velké množství vědeckých experimentů se zabývá výzkumem elektromyografické aktivity svalů při představě volných pohybů horních či dolních končetin. Značně menší počet studií se ale věnuje výzkumu představy chůze, a jejího vlivu na svalovou aktivitu.

Chůze je synchronní cyklický pohyb řízený komplexními neurálními okruhy. Je jedinečným způsobem lokomoce, který je geneticky determinovaný. Jedná se o pohyb komplexní a podvědomý, využívaný v každodenním životě. Z dosud publikovaných výzkumů nelze odvodit vliv představy chůze na svalovou aktivitu. Jelikož se jedná o automatický pohyb, který je řízený odlišně než pohyby volní, je předpokládána také odlišná reakce na představu.

V medicínské praxi má trénink chůze v představě pozitivní výsledky. Využívá se zejména u pacientů s neurologickými onemocněními. Podklad zkvalitnění motorických funkcí pacientů, získaných na základě tréninků v představě, je předmětem zkoumání. Tato práce se proto zaměřuje na výzkum charakteru změny svalové aktivity v reakci na představu chůze.

Povrchová elektromyografie představuje možnost sledování strategií pohybové kontroly a volby strategií během pohybů. Snímání více svalů současně slouží mimo jiné k objektivnímu zhodnocení a popsání svalové aktivity, čehož je využíváno v této práci.

Cílem práce je posoudit změny bilaterální aktivity m. erector spinae, m. biceps femoris a m. rectus femoris při představě chůze v sedu a ve stoji, a dále zhodnotit případné změny posturálních výchylek probíhajících při této představě.

Práce je tvořena třemi hlavními oddíly, přehledem poznatků, praktickou částí, a závěrečnou diskuzí, ve které byla data z praktické části kriticky srovnávána s výsledky zahraničních studií.

Odborné studie a články potřebné pro dosažení cílů práce byly vyhledány v on-line databázích PubMed, ProQuest, EBSCO, Medvik, SAGE journals a Science Direct. Zbylé informace byly dohledány v odborné literatuře.

Klíčová slova, použitá v databázích při vyhledávání vhodných podkladů pro teoretickou část a diskuzi, byla: povrchová elektromyografie, chůze, lokomoce, představa pohybu a řízení chůze, resp. jejich anglické ekvivalenty: surface electromyography, walking, gait, motor imagery, gait control.

Na základě klíčových slov bylo v databázích nalezeno 286 studií věnujících se našemu tématu, z nichž bylo v této práci využito 73 v anglickém a 5 v českém jazyce. Zbylých 16 zdrojů představuje odbornou tištěnou literaturu.

1 Přehled poznatků

1.1 Pohyb, postura a vzpřímené držení

Pohyb vzniká jako reakce subjektu na podnět přicházející ze zevního prostředí (Véle, 2006, s. 100). Podmínkou všech pohybů a odrazem řídicí funkce centrálního nervového systému (CNS) je postura (Kolář et al., 2009, s. 38). „Posturu chápeme jako aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová“ (Kolář et al., 2009, s. 38).

Schopnost držení těla ve stabilní poloze, která zabraňuje pádu, se označuje jako posturální stabilita. Důležitou roli pro její udržování hrají chodidla. Jejich vzdálenost tvoří opěrnou bázi. Velikost opěrné báze odráží schopnost jedince udržet stabilitu (Kolář et al., 2009, s. 39).

V okamžiku, kdy je vzdálenost opory nohou k vrcholu hlavy při zachování fyziologických křivek páteře největší, lze hovořit o vzpřímeném držení těla. Toto držení segmentů ve vertikální ose je mimo jiné závislé na funkci senzorického systému, kvalitě řízení CNS a stavu výkonného systému (Véle, 2006, s. 102; Vařeka, 2002, s. 115–116).

Senzorický systém zaznamenává vjemy z optického a vestibulárního aparátu a receptorů propiocepce, interocepce a exterocepce. Propriocepce vzniká v CNS sumací aferentních informací přicházejících z různých receptorů, tvoří zpětnovazebný systém. Receptory se nachází ve šlachách, svalech a kloubních pouzdrech, hlavními jsou svalové vřeténko a Golgiho šlachové tělíčko (Poděbradský a Vařeka, 1998, s. 5–6; Véle, 2006, s. 109). Mezi exteroceptory ovlivňující vzpřímené držení patří mechanoreceptory, termoreceptory, chemoreceptory, fotoreceptory a nociceptory plosky nohy (Poděbradský a Vařeka, 1998, s. 6). Zrak pomáhá udržovat stabilitu těla fixací pevných bodů v okolním prostředí. Hlavní funkcí vestibulárního aparátu je informování o poloze hlavy vzhledem ke směru působící gravitace (Véle, 2006, s. 109).

Řídicí funkce CNS spočívá ve zvolení určitého programu v návaznosti na přijaté informace ze senzorického systému. Vybraný program pak působí na motoriku, čímž dochází k udržování postury, stabilizaci a volným pohybům (Vařeka a Dvořák, 2001, s. 34).

Výkonný systém je tvořen kosterními svaly. Eferentní informace z CNS přichází na nervosvalové ploténky gama motoneuronů, což vede ke kontrakci svalů (Véle, 2006, s. 25–26).

1.1.1 Řízení pohybu

Úmyslný pohyb je vždy realizován za aktivity mozkové kůry, okruhu bazálních ganglií a mozečku. Pro účelnou volní motoriku je zapotřebí modulovaná koordinace agonistů, antagonistů a synergistů a regulace jejich svalového tonu. Základ pohybů tvoří pohybové

vzorci z bazálních ganglií, mozečku, asociační mozkové kůry a dalších oblastí. Právě v asociačních oblastech mozkové kůry vzniká prvotní myšlenka na pohyb. Všechny struktury řídicí či zajišťující motoriku jsou hierarchicky uspořádány a vzájemně spolupracují (Ambler, 2011, s. 21; Hudák, Kachlík a kol., 2015, s. 456–457; Kolář, 2001, s. 153, Švestková et al., 2017, s. 106).

Aby volní pohyb odpovídal impulzům z CNS, posílá zpětnovazebný systém, tvořený zejména propioceptivními receptory, informace o jeho průběhu zpět k řídicímu orgánu, který zpětně koriguje případné odchylky (Véle, 2006, s. 74). Proprioceptory jsou svalová vřeténka, vysoce citlivá na protažení svalu, a Golgiho šlachová tělíska, vnímající napnutí šlach a registrující natažení svalu a svalovou kontrakci. Řízení pohybu tedy vzniká za vzájemné spolupráce mezi periferií a centrem. Pohyb je řízen na různých úrovních CNS (Ambler, 2011, s. 21).

Spinální úroveň

Na míšní úrovni probíhá reflexní řízení pohybu. Jemné řízení pohybu a zpětnovazební kontrakční aktivita probíhají přes regulační spinální motorický okruh. Tvořen je dvěma systémy, alfa a gama (Ambler, 2011, s. 21).

Velké neurony začínající v předních rozích míšních, navazující na kortikospinální dráhu, tvoří systém alfa. Přes tento systém probíhá přímé spuštění kontrakce motorických jednotek a její řízení (Ambler, 2011, s. 21, Véle, 2006, s. 59).

Malé neurony začínající v předních rozích míšních tvoří systém gama, inervující svalová vřeténka. Gama „nastavovací“ systém skrze dráždivost svalových vřetének ladí podmínky pro realizaci pohybu. Protažení svalového vřeténka vyvolá reflexní kontrakci svalu. Šířením vzruchu z vřeténka skrze senzitivní Ia vlákna na spinální úroveň dochází přímou kolaterálou k facilitaci činnosti alfa motoneuronu agonisty a zároveň přes inhibiční interneuron k inhibici alfa motoneuronu antagonisty (Ambler, 2011, s. 21–22; Véle, 2006, s. 59).

Subkortikální úroveň

Subkortikální řízení pohybu ovládá cílenou mimovolní motoriku, jako je lokomoce nebo pohyby spojené s příjmem potravy. Motorická centra v mozkovém kmeni řídí hrubou motoriku a mimo jiné se podílí na dýchacích pohybech. Retikulární formace v mozkovém kmeni a vestibulární jádra se prostřednictvím gama motoneuronů přes vestibulospinální a retikulospinální dráhy podílí na lokomoci a dalších pohybech. Řízením svalového tonu, a tedy působením na antigravitační svaly, zajišťuje vzpřímený stoj a polohu těla (Kolář, 2001, s. 153; Králíček, 2004, s. 141; Véle, 2006, s. 87).

Cerebellum se účastní řízení volných i mimovolných pohybů, jeho funkce se liší u jednotlivých částí. Archicerebellum, nejstarší část mozečku, pomáhá udržet vzpřímenou pozici těla při stožení i chůzi a podílí se na řízení automatických pohybů očí. Paleocerebellum předurčuje průběh pohybu, porovnává zamýšlený a vykonávaný pohyb, podílí se na souhře trupu a končetin. Funkcí neocerebella společně s bazálními ganglii je účast na plánování a programování cílených koordinovaných volných pohybů (Švestková et al., 2017, s. 136; Trojan et al., 2005, s. 74; Králíček, 2004, s. 147).

Bazální ganglia mají na motoriku facilitační či inhibiční vliv, regulují vzruchy z kortexu před jejich šířením na alfa motoneurony, podílí se tedy na plánování a programování úmyslných pohybů. Vysílají impulzy modulující sílu, rychlost či směr pohybu. Thalamus ovládá aferentní senzitivní vzruchy, hypothalamus se na řízení pohybu podílí logistickou přípravou. V limbickém systému vzniká motivace k pohybu. Účastní se motorického učení a podílí se na vyhodnocování vnímání (Kolář, 2001, s. 153; Králíček, 2004, s. 155; Véle, 2006, s. 66; Švestková et al., 2017, s. 104–105, 130; Trojan et al., 2005, s. 79).

Kortikální úroveň

Nejvyšším centrem řídicím motoriku je kortex. Mimo jiné zde probíhá integrace všech dostupných informací a programování pohybů s jejich následnou realizací. V gyrus praecentralis leží somatotopicky organizovaná primární motorická kůra klíčová pro řízení úmyslných pohybů, složená z Betzových pyramidových buněk. Neurony zde vytváří jádra řídicí konkrétní svalové jednotky. Skupiny neuronů v okolí těchto jader mají pravděpodobně koordinační funkci (Ambler, 2011, s. 18; Švestková et al., 2017, s. 116).

Tractus corticospinalis, pyramidová dráha, je tvořena neurony vystupujícími zejména z páté vrstvy primární korové oblasti, suplementární korové oblasti, premotorické korové oblasti, z cingulárních polí a z area 1, 2, 3 a 5. Tato vlákna sestupují v capsula interna a přes mesencephalon až do pons Varoli. Na rozhraní medully oblongaty a medully spinalis se většina vláken kříží v decussatio pyramidum a pokračuje samostatně ve zkřížené nebo nezkřížené dráze v délce míchy (Ambler, 2011, s. 19; Hudák, Kachlík a kol., 2015, s. 459).

Tractus corticospinalis lateralis, postranní dráha tvořená zejména zkříženými vlákny, ovládá jemnou diferencovanou motoriku akrálního svalstva. Tractus corticospinalis anterior, přední nezkřížená dráha, křížící střední rovinu na úrovni míšního segmentu, ovlivňuje hrubou motoriku, tedy axiální svalstvo a proximální svaly končetin. Dvacet pět procent vláken končí na alfa motoneuronech předních rohů míšních, ostatní nervová vlákna končí na interneuronech

(Ambler, 2011, s. 18–19; Dylevský, 2007, s. 63; Hudák, Kachlík a kol., 2015, s. 459; Švestková et al., 2017, s. 116–117).

Pro vykonání pohybu v mysli dominuje jeho cíl. Z tohoto důvodu je zapotřebí řízení pohybu geneticky zakotveným a strukturálně fixovaným programem. Pohybový program je uložen v paměti a po vyvolání je realizován svalovým aparátem, tudíž vzniká pohyb. Součástí pohybového programu jsou jednotlivé pohybové vzory, tzv. podprogramy. Dojde-li k poškození pohybových vzorů, vznikají pohybové apraxie (Véle, 2006, s. 91–92).

Funkcí pyramidového systému je produkce rychlých, fázických a přesných pohybů. Naopak extrapyramidový systém zabezpečuje pomalé, tonické a hrubé pohyby. Mimovolní hybnost se podílí na koordinaci a udržování postury vzhledem ke gravitaci, regulována je zejména retikulární formací, vestibulárními jádry, mozečkem a bazálními ganglii (Véle, 2006, s. 59). Mezi descendentní extrapyramidové dráhy ovlivňující motoriku patří tractus vestibulospinalis lateralis a medialis, tractus reticulospinalis, tectospinalis, rubrospinalis a další (Hudák, Kachlík a kol., 2015, s. 460–461).

1.2 Chůze

Chůze je jedinečný a individuální způsob lokomoce, zprostředkovaný končetinami spolu s osovým orgánem. Její variabilita je dána fylogenetickými a ontogenetickými odlišnostmi (Kolář et al., 2009, s. 48). Jedná se o účelný pohyb celého těla orientovaný k dosažení určitého cíle (Takakusaki, 2013, s. 1483).

Předpokladem bezpečné chůze je stabilizace vzpřímené polohy a aktivita koordinovaných vzorů svalové aktivity (Véle, 2006, s. 347; Patla, 1991 in Iseki et al., 2008, s. 1021). K chůzi dochází spoluprací dvou systémů, posturálního, udržujícího statickou pozici těla, a lokomočního, facilitujícího změnu polohy. Funkce posturální je při chůzi snížena až potlačena, avšak její účast je důležitá z hlediska koordinace a plynulosti pohybů (Véle, 2006, s. 99). Fyziologická chůze je minimálně energeticky náročná, těžiště těla při ní opisuje sinusoidu ve vertikální i horizontální rovině (Gross, Fetto a Rosen, 2005, s. 556).

Základními částmi bipedální lokomoce jsou zahajovací fáze, cyklická fáze a fáze ukončení. Cyklická část se dále dělí na opornou a švihovou fázi, které tvoří krokový cyklus. Oporná fáze zaujímá 60 % cyklické fáze, je rozčleněná na počáteční dotyk paty s podložkou (heel strike), období postupného zatěžování (loading response), plný kontakt a zatížení celé nohy (foot flat), období střední opory (mid stance), odlepení paty (heel off), období aktivního odrazu (active propulsion) a nakonec období pasivního odlepení (preswing). Švihová fáze, zaujímající 40 % cyklické fáze, je tvořena obdobím zahájení švihu (initial swing), středního

švihů (middle swing) a ukončení švihů (terminal swing) (Gross, Fetto a Rosen, 2005, s. 556; Kolář et al., 2009, s. 48). Fází opornou a švihovou propojuje fáze dvojí opory, kdy jsou obě chodidla v kontaktu se zemí. V době odrazu ze špičky zadní dolní končetiny je v kontaktu pata nakročené dolní končetiny, těžiště těla je na nejnižší úrovni (Véle, 2006, s. 350, 353).

Důležitým a jediným prostředníkem mezi tělem a zevním prostředím při chůzi je noha. Její funkce, postavení a schopnost vnímání povrchu má velký vliv na stoj, chůzi i celkovou stabilitu. Do CNS jsou přiváděny aferentní informace z proprioceptorů a taktilních receptorů chodidel, díky čemuž je řízen další pohyb (Maršáková a Pavlů, 2012, s. 177).

1.2.1 Řízení chůze

Chůze je automatický motorický úkol regulovaný zejména na úrovni mozkového kmene a míchy (Dietz, 2003, in Bakker et al., 2008, s. 2519). Prvotní příkaz k iniciaci chůze přichází z CNS, vytvořen je na základě motivace k pohybu z kortexu nebo působením emočního ladění z limbického systému. Probíhá za současného vyhodnocování multisenzorických vstupů, tzv. senzomotorické integrace probíhající v míše a mozkovém kmeni, a zpracování informací mezi mozkovým kmenem, mozečkem a bazálními ganglii (viz obrázek 2, s. 17), umožňujícími automatické přizpůsobování tonu posturálních svalů, antigravitační kontrolu a rytmické pohyby končetin (Takakusaki, 2013, s. 1483; Takakusaki, 2017, s. 2; Patla, 1991 in Iseki et al., 2008, s. 1021).

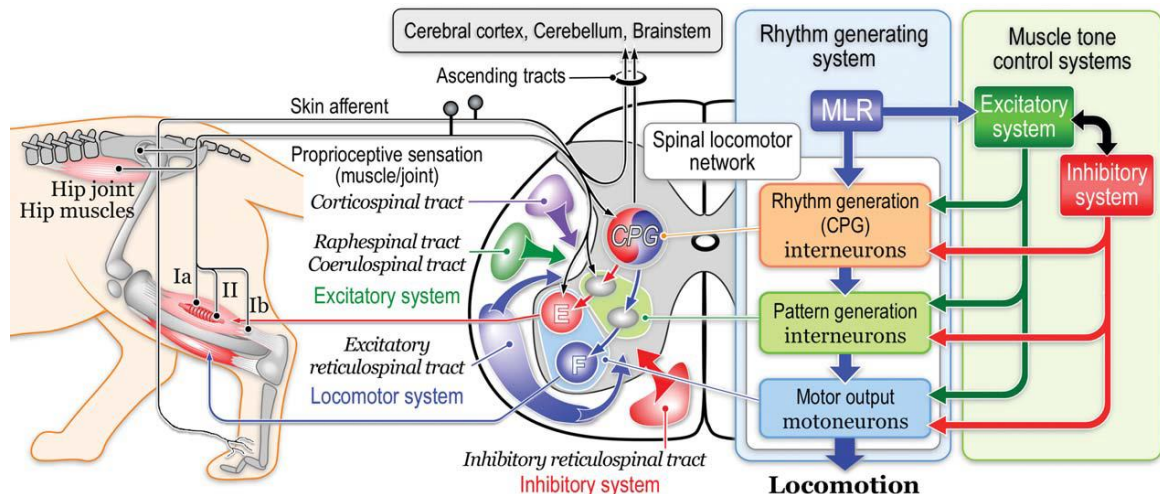
Do kontroly chůze je zahrnuta mezencefalická lokomoční oblast a její descendentní projekce do pontomedullární retikulární formace, subthalamického lokomočního centra a mozečkového lokomočního centra (Sacheli et al., 2017, s. 5196). Hluboké propojení bazálních ganglií, ncl. subthalamicus a míchy přes pontomedullární retikulární formaci je označováno za klíčovou oblast pro automatickou regulaci rytmických pohybů dolních končetin (Takakusaki, 2013 in Sacheli et al., 2017, s. 5196).

Léze některé z těchto oblastí znamená ztrátu schopnosti udržet rovnováhu ve stoji a zamezení generování chůzových mechanismů (Hathout a Bhidayasiri, 2005 in Jenkinson et al., 2009, s. 2; Masdeu et al., 1994 in Jenkinson et al., 2009, s. 2), zároveň hluboká mozková stimulace tohoto regionu u pacientů s Parkinsonovou nemocí prokazuje zlepšení chůzových mechanismů (Plaha a Gill, 2005 in Jenkinson et al., 2009, s. 2; Stefani et al., 2007 in Jenkinson et al., 2009, s. 2). Plynulost chůze a svalový tonus ovlivňuje společně s aktivitou na míšní úrovni vzájemná činnost mezencefalické lokomoční oblasti, mající excitační vliv, a pedunkulopontinních jader, mající vliv inhibiční (Cevallos et al., 2015, s. 223–232).

Podle Králíčka (2004, s. 141) představuje chůze výsledek spuštění centrálního motorického programu, zakódovaného v interneuronální síti centrálních generátorů pohybu (CPGs, z ang. central pattern generators). Generátory jsou umístěny v míše, aktivovány a regulovány jsou závisle na účasti motorického kortexu a signálech z retikulární formace, přesněji mezencefalické lokomoční oblasti (Králíček, 2004, s. 141; Calancie et al., 1994 in Iseki et al., 2008, s. 1021; Malouin et al., 2003, s. 48).

Existence CPGs u lidí byla dokázána přítomností rytmických lokomočních pohybů u pacientů s transversální míšní lézí (Dimitrijevic et al., 1998 in Sacheli et al., 2017, s. 5196). Na podobném principu je pak také možné vyvolat chůzový mechanismus u novorozenců, který je vyvolán reflexně dotykem chodidla o rovný povrch z důvodu nevyzrálých descendentních drah pro chůzi (Frossberg, 1985 in Sacheli et al., 2017, s. 5196). Postupným dozráváním CNS se tento automatický geneticky předurčený vzor dostává pod supraspinální kontrolu mozečku, mozkového kmene a kortexu, kteří činnost CPGs regulují (Dietz, 2002 in Sacheli et al., 2017, s. 5196; Cevallos et al., 2015, s. 225; MacKay-Lyons, 2002 s. 73) a jsou odpovědné za iniciaci a modulaci chůze pro přizpůsobení všem podmínkám (Sacheli et al., 2017, s. 5196).

Nejpodstatnější CPGs pro chůzi se nacházejí v oblasti lumbosakrální páteře. Vyvolávají rytmickou reciproční aktivitu flexorových a extenzorových svalových skupin dolních končetin (viz obrázek 1, s. 16). Spouštějí tak chůzi, a to nezávisle na přítomnosti sensorických vstupů (Grillner, 2006 in Iseki et al., 2008, s. 1021; MacKay-Lyons, 2002 s. 70). Rytmická interneuronální aktivita se šíří z flexorových a extenzorových center na interneurony přechodných oblastí (lamina IV-VII Rexedových zón), což formuje vzory lokomočních pohybů každé končetiny. Signály jsou poté převedeny k cílovým motoneuronům, které přes inhibiční nebo excitační spoje ovládají ipsilaterální končetinové svaly. Informace o výsledném rytmu a motorickém vzoru jsou vedeny z periferních receptorů skrz tr. spinothalamicus, tr. spinoreticularis a tr. spinocerebellaris zpět do supraspinálních motorických center (Rossignol, 1996 in Takakusaki, 2013, s. 1485; Takakusaki, Kohyama a Matsuyama, 2003 in Takakusaki, 2013, s. 1485).



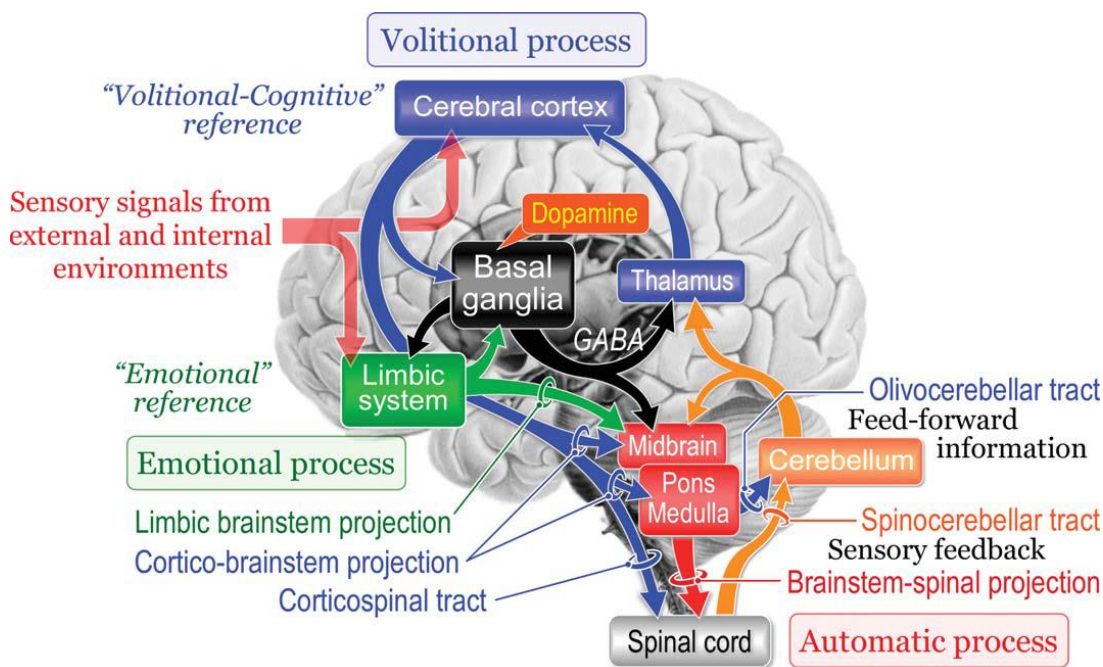
Obrázek 1 Schéma spinální kontroly chůze u zvířete (Takakusaki, 2013, s. 1485)

Závislost činnosti CPGs na řízení vyššími etážemi potvrzují různí autoři studií prokázáním aktivity suplementární motorické oblasti při iniciaci a ukončení chůze (Crenna a Frigo, 1991 in Iseki et al. 2008, s. 1021; Jian, 1993 in Iseki et al. 2008, s. 1021, McFayden a Winter, 1991 in Iseki et al. 2008, s. 1021). Aktivitu CPGs, tedy chůzi, spouští mezencefalická lokomoční oblast, modulace pak probíhá přes pudunculo-pontinní tegmentální jádro a některé struktury retikulární formace (Takakusaki et al., 2003 in Iseki et al., 2008, s. 1021; Cevallos et al., 2015, s. 225).

Precizní chůze vyžaduje kompletní účast muskuloskeletálního a neuronálního systému (Takakusaki, 2013, s. 1483). V případě nutnosti přesné kontroly trajektorie dolní končetiny a umístění chodidla, tedy při překračování překážky, modifikacích chůze a v ostatních situacích závislých na vizuálních informacích, je aktivní zejména primární motorický kortex (Armstrong a Drew, 1984 in Malouin et al., 2003, s. 48; Takakusaki, 2013, s. 1483; Armstrong, 1988 in Bakker et al., 2008, s. 2519).

Ačkoli je lokomoce řízena z CNS, bez aferentních signálů z periferie dochází k jejím patologiím. Pouze závisle na informacích ze sensorického systému, zejména z proprioceptorů a taktilních receptorů, dokáže CNS modifikovat a rekalibrovat motorický program automatického pohybového vzoru pro schopnost přizpůsobení vzhledem k rozdílnému terénu a prostředí. Děje se tak díky spojmům z motorických kortikálních oblastí do bazálních ganglií, mozečku a mozkového kmene přes cortico-ponto-cerebellární cesty (Králíček, 2004, s. 141; Takakusaki, 2013, s. 1483, 1489; Takakusaki, 2017, s. 2; Harkema et al., 1997 in Kolářová et al., 2016, s. 422).

Do automatických podvědomých procesů řízení chůze je zahrnut mozkový kmen a mícha. Mozkový kmen přijímá excitační vstupy z cerebrálního kortexu, limbického systému a mozečku společně s inhibičními vstupy z bazálních ganglií (viz obrázek 2) (Takakusaki, 2013, s. 1484).



Obrázek 2 Schéma průběhu řízení chůze z CNS (Takakusaki, 2013, s. 1484)

Bazální ganglia a mozeček ovládají úmyslné kognitivní i automatické procesy kontrolující chůzi a posturu. Signály z těchto struktur ovlivňují excitabilitu neuronů cerebrálního kortexu a mozkového kmene, přispívají k plánování, programování a iniciaci chůze, a modulují rytmus lokomoce a tonus posturálních svalů v jejím průběhu (Takakusaki, 2013, s. 1484). Poruchy kognitivních funkcí způsobené poškozením cerebrálního kortexu, bazálních ganglií a mozečku tudíž mohou narušovat posturálně lokomoční kontrolu, končící pádem (Takakusaki, 2013, s. 1484; Takakusaki, 2017, s. 2).

1.3 Představa pohybu

1.3.1 Definice představy pohybu a možnosti jejího využití

Představa pohybu je definována jako mentální stimulace dané akce bez jejího skutečného provedení (Jeannerod, 1994 in Bakker et al., 2007, s. 497). Mnoho studií poskytlo důkaz, že s představou pohybu dochází ke zvýšení excitability kortikospinálních traktů, které vedou přímo k motoneuronům a jejich interneuronům, kontrolujícím svaly (Clark et al., 2014, s. 3219; Cowley, Clark a Ploutz-Snyder, 2008, s. 1849).

Někteří autoři studií spojují představu pohybu s vygenerováním kompletního motorického plánu, kterému je pak zabráněno působit na tělo. Jiní naopak věří, že představa pohybu závisí na procesech zahrnutých v plánování pohybu, ale ne na jejich ovládnutí (Jeannerod, 1994 in de Lange, Roelofs a Toni, 2008, s. 496).

Představa pohybu se využívá k získávání motorických schopností a dovedností a zvýšení výkonu ve sportu či v rehabilitaci (Gregg, Hall a Butler, 2010, s. 249). V klinice má široké uplatnění od moderní neurorehabilitace po diagnostiku vegetativních stavů u nekomunikativních pacientů s poraněním mozku (Owen et al., 2006 in de Lange, Roelofs a Toni, 2008, s. 494). Často se využívá ve studiích pro posouzení kognitivních aspektů řízení pohybových činností (de Lange, Roelofs a Toni, 2008, s. 495).

Aktivita CNS při představě pohybu bývá zpravidla zkoumána pozitronovou emisní tomografií, funkční zobrazovací magnetickou resonancí (fMRI), transkraniální magnetickou stimulací (TMS) a elektroencefalografií (Hétu et al., 2013, s. 931; Mizuguchi et al., 2012, s. 104). Některé regiony CNS se shodně aktivují při motorickém provedení i představě. Jedná se o suplementární motorickou oblast, premotorický kortex a parietální kortex (Mizuguchi et al., 2012, s. 103).

Aktivita svalů při představě pohybu bývá nejčastěji snímána využitím povrchové elektromyografie (Slimani et al., 2016, s. 434) nebo zaznamenáváním motorických evokovaných potenciálů (Liepert a Neveling, 2009 in Mouthon et al., 2015, s. 536).

1.3.2 Rozdělení představy pohybu

Vizualizace pohybu je možná z perspektivy první osoby, kdy člověk danou aktivitu jakoby sám provádí, nebo z perspektivy třetí osoby, kdy člověk v představě pozoruje někoho jiného, provádějícího danou činnost (Kolářová et al., 2015, s. 133; Bakker, Boschker a Chung, 1996, s. 314).

Představa pohybu má podle využití sensorické modality formu kinestetickou a vizuální. Každá z modalit je spojená s odlišnou kortikální aktivitou. Kinestetická představa pohybu vyžaduje pohyb cítit neboli vnímat pocity, které jsou běžně spojené s provedením pohybu, např. protažení nebo kontrakce svalu. Vizuální představa pohybu znamená představit si pohled na sebe vykonávajícího pohyb (Guillot et al., 2009 in Hétu et al., 2013, s. 932; Mizuguchi et al., 2012, s. 103–104).

Dalším možným dělením představy pohybu je na představu interní a externí. V mnoha případech interní představa koresponduje s představou z perspektivy první osoby a kinestetickou představou. Naopak externí představa bývá blíže spjatá s představou

z perspektivy třetí osoby a vizuální představou (Hardy a Callow, 1999 in Mizuguchi et al., 2012, s. 103–104).

Náročnost každé představy pohybu a schopnost jejího vykonání je individuální, což ovlivňuje tendenci použít jednu modalitu na úkor druhé, tedy kinestetickou představu na úkor vizuální či naopak (Guillot et al., 2004, in Héту et al., 2013, s. 945). Tyto představy se však prolínají, aktivují některé společné kortikální okruhy, tudíž je nelze zcela oddělit (Héту et al., 2013, s. 945, Stevens, 2005, s. 348).

1.3.3 Vliv představy pohybu na aktivitu tělních systémů

Představa pohybu vede ke zvýšení excitability kortikospinálních traktů, což se následně promítá do aktivity motoneuronů a jejich interneuronů ovlivňujících aktivitu svalů, které jsou k vykonání představovaného pohybu potřebné (Clark et al., 2014, s. 3219; Hanakawa et al., 2003, s. 993; Lebon et al., 2008, s. 181; Bakker et al., 2008, s. 2525).

Motoneurony svalů zahrnutých do představy pohybu při jeho představě získávají impulzy přes descendentní a ascendentní neurální okruhy stejnou cestou jako při reálném vykonávání pohybu. Důkazem, že představa pohybu má příznivý vliv na svaly provádějící pohyb, je zvýšení svalové síly po tréninku v představě (Clark et al., 2014, s. 3222; Yue a Cole, 1992 in Mizuguchi et al., 2012, s. 107).

Svalová aktivita při představě pohybu je specifická vzhledem k danému úkolu (Jeannerod, 1994 in Lebon et al., 2008, s. 182). Lebon et al. (2008, s. 184) ve svém experimentu sledovali rozdíl v představě excentrického, koncentrického a izometrického pohybu pravou horní končetinou. Z výsledků vyplynula signifikantně vyšší aktivita svalů při představě pohybu koncentrického (Lebon et al., 2008, s. 184). Guillot et al. (2007, s. 24) ve své studii zároveň prokázali v porovnání s ostatními typy kontrakcí signifikantně nejnižší reakci svalové aktivity na představu pohybu excentrického.

Obtížnost představovaného pohybu má vliv na míru facilitace motorických jednotek. Čím obtížnější představovaný pohyb je, tím počet aktivních motorických jednotek stoupá (Bakker, Boschker a Chung, 1996, s. 315; Pearsons, 1994 in de Lange, Roelofs a Toni, 2008, s. 496). Podobně pak např. čím vyšší váhu má představovaný zvedaný objekt, tím vzrůstá mentální úsilí odpovídající charakteru představovaného úkolu a zároveň počet facilitačních vstupů (Bakker, Boschker a Chung, 1996, s. 320).

Frekvence výbojů motorických jednotek závisí na délce trvání přenosu akčních potenciálů, typu zapojených motorických jednotek, kvalitě kognitivních funkcí a intenzitě vyvinutého úsilí. Čím více je aktivován 2. typ motorických jednotek, tím roste frekvence výbojů

a rychlost jejich vedení, čehož výsledkem je zvýšení aktivity svalu (Bouisset a Maton, 1995 in Lebon et al., 2008, s. 182).

Provedení pohybu před započítím jeho představy facilituje neurální aktivitu a zlepšuje schopnost představit si pohyb (Wriessnegger et al., 2014, s. 7). Z tohoto důvodu je pro kvalitní efekt v rehabilitaci využíváno kombinace vykonání pohybu a následně jeho představy (Kolářová et al., 2016, s. 414).

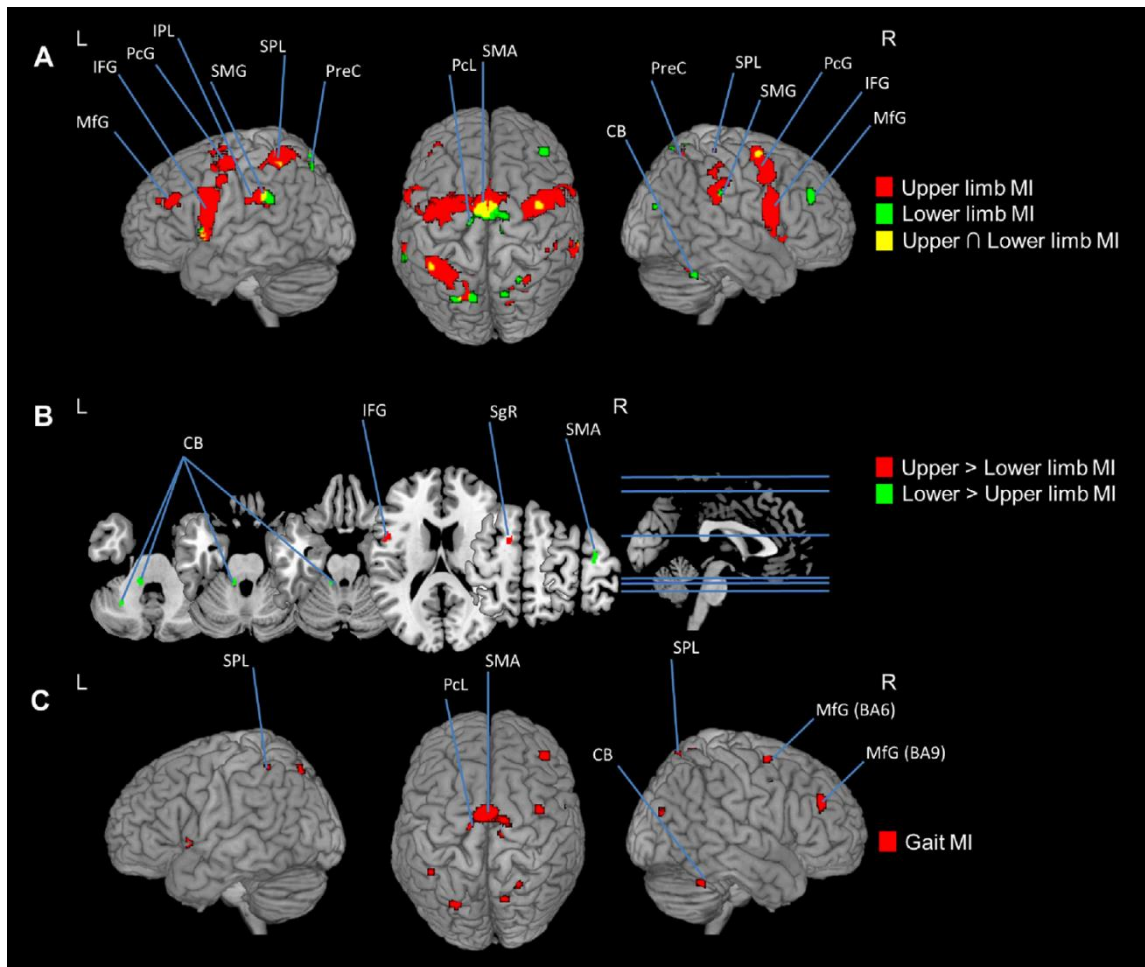
Pouhým pozorováním pohybů dochází k aktivaci korových motorických oblastí (Buccino et al., 2001 in Iseki et al., 2008, s. 1022). Účast neurálních okruhů při představě pohybu závisí na typu představovaného pohybu, způsobu představy pohybu a podaných instrukcích (Héту et al., 2013, s. 946).

Více než 75 studií, hodnocených v meta-analýze autorů Héту et al. (2013, s. 942), spojuje představu či observaci pohybu s aktivací mozkových struktur účastníků se plánování a realizace pohybu. Je tedy předpokládáno, že představa a vykonání pohybu souvisí se shodným neuronálním mechanismem (Jeannerod, 1994 in de Lange, Roelofs a Toni, 2008, s. 496).

Jeannerod (1994 in Lafleur et al., 2002, s. 142) například ve své studii demonstroval shodnou aktivitu v CNS při představě i vykonání pohybů horní končetiny. Stejný poznatek potvrdila studie zaměřená na aktivitu CNS při představě i vykonání pohybu dolní končetiny (Lafleur et al., 2002, s. 154).

Představa pohybu dolních končetin včetně chůze však zastává v porovnání s představou pohybu horních končetin velmi odlišné kortikální okruhy (viz obrázek 3, s. 21). Při představě pohybu dolních končetin dochází k aktivaci zejména suplementární motorické oblasti, mozečku, putamenu a parietálních oblastí (Héту et al., 2013, s. 942).

Na představu pohybu reaguje také autonomní nervový systém. Při představování jsou přítomny vegetativní změny jako růst dechové či srdeční frekvence (Decety et al., 1991 in de Lange, Roelofs a Toni, 2008, s. 496).



Obrázek 3 Regiony CNS aktivované při představě pohybů dolních a horních končetin vycházející z meta-analýzy Héту et al. (2013, s. 934)

Legenda: A: Mapy aktivací CNS při představě pohybů horních i dolních končetin včetně chůze

B: Výsledky subtrakční analýzy; C: Konstantně aktivní regiony při představě chůze

1.3.4 Vztah představy pohybu a polohy subjektu

Pozice zaujatá při představě pohybu ovlivňuje kortikální aktivitu. V případě, kdy pozice při představě pohybu odpovídá pozici, ve které se pohyb vykonává, dochází k oslovení stejných aferentních signálů, a tedy k obohacení kortikospinální excitability v průběhu představy (Fourkas, Ionta a Aglioti, 2006, s. 192; Kolářová et al., 2016, s. 424, Malouin a Richards, 2010, s. 249).

De Lange, Helmich a Toni (2006, s. 609) udávají, že motorické plány jsou generovány na základě aktuální polohy dolních a horních končetin. Naopak Malouin a Richards (2010, s. 249) doporučují pro zvýšení živosti představy a kvalitnější koncentraci dbát na komfortní polohu pacienta, použít opěrky hlavy a zad.

Vztah postury a představy pohybu zřejmě závisí také na typu představy. K ovlivnění excitability posturou dochází nejspíše jen v průběhu představy kinestetické (Fourkas, Ionta a Aglioti, 2006, s. 192).

1.3.5 Využití představy pohybu u sportovců

Představa pohybu reprezentuje jednu z nejvíce využívaných kognitivních strategií pro posílení výkonu sportovců (Paravlic et al., 2018, s. 1166). Přes dvě třetiny vrcholových sportovců využívá tento trénink jako jeden z klíčů k růstu jejich výkonnosti. Jedná se zejména o profesionální hráče basketbalu, fotbalu a volejbalu, gymnasty, tanečnický a plavce. Pozitivní efekt tohoto tréninku na výkon sportovců potvrdilo mnoho studií (Mizuguchi et al., 2012, s. 103).

Jak již bylo zmíněno výše, poloha zaujatá při představě pohybu ovlivňuje míru kortikospinální excitability. Podobný vliv má i zahrnutí pomůcek a objektů, používaných v daných sportech, do představy pohybu. Taktilní informace vzniklé pasivním dotýkáním předmětů jsou nepostradatelné, a vedou ke zvýšení kortikospinální aktivity. Pokud se však liší pozice představy a reálného vykonání, tak ani taktilní stimulace kortikospinální aktivitu nemění. Předpokládá se tedy, že zvýšení kortikospinální excitability při představování pohybu spojené s dotykem objektu patřícího k představovanému pohybu je modulováno skrze kombinaci taktilních a proprioceptivních vstupů (Mizuguchi et al., 2009, s. 529; Mizuguchi et al., 2011 in Mizuguchi et al., 2012, s. 107; Mizuguchi et al., 2015, s. 1).

Představa pohybu je u sportovců užitečná nejen pro nabývání motorických dovedností, vede také ke zvýšení svalové síly a kloubní pohyblivosti. Vliv představy pohybu na svalovou sílu prokázali Ranganathan et al. (2004, s. 944). V jejich studii došlo k navýšení svalové síly po tréninku abdukce malíku a flexe loketního kloubu v představě. Zijdewind et al. (2003, s. 171) ve svém výzkumu potvrdili nárůst svalové síly po tréninku plantární flexe v představě.

Lebon, Guillot a Collet (2012, s. 45) zkoumali vliv představy pohybu mimo jiné na oboustrannou aktivaci m. vastus medialis u pacientů po operaci předního zkříženého vazů. Výsledkem dvanácti terapií v představě byl nárůst svalové aktivity měřené povrchovou elektromyografií (EMG) při představě maximální kontrakce do plné extenze v kolenním kloubu.

Yue a Cole (1992) ve své studii prokázali zvýšení svalové síly abduktoru pátého prstu ruky po čtyřtýdenním tréninku abdukce v představě. Jelikož nedošlo k hypertrofii svalů, zvýšení svalové síly autoři studie přisoudili neuroplasticitě v CNS (Yue a Cole, 1992 in Mizuguchi et al., 2012, s. 107). Trénink pohybu v představě aktivuje motorické oblasti

mozku (Decety et al. 1994 in Lebon, Guillot a Collet, 2012, s. 49; Lotze et al. 1999 in Lebon, Guillot a Collet, 2012, s. 49) a facilituje excitabilitu neurálních okruhů (Stinear et al. 2006 in Lebon Guillot a Collet, 2012, s. 50), proto je jeho výsledkem posílení motorické reprezentace bez efektu na velikost svalu.

Pozitivní vliv tréninku v představě na zvýšení svalové síly potvrdila také meta-analýza Paravlice et al. (2018), zahrnující 13 studií. Prezentuje mírné zvýšení síly svalů horních i dolních končetin po trénincích v představě v porovnání s jedinci bez jakéhokoli tréninku. Slimani et al. (2016, s. 445) ve svém systematickém review označili za nejefektivnější pro zvýšení svalové síly kombinaci tréninku v představě a fyzického tréninku. Zároveň ale zůstává fyzický trénink oproti tréninku v představě stále výrazně efektivnějším. (Paravlic et al., 2018, s. 1183).

Nácvik strečinku v představě vedl ve studii Guillota, Tollerona a Colleta (2010) po pěti týdnech ke zvýšení kloubní flexibility, a to jak při aktivním, tak při pasivním strečinku svalů. Opodstatnění tohoto účinku však zůstává nejasné (Guillot a Tolleron, 2010 in Mizuguchi et al., 2012, s. 107).

Ze studie Isaaca (1992) vzešlo potvrzení vlivu šestitýdenního tréninku v představě na zlepšení pohybových dovedností u gymnastů cvičících na trampolínách. Efekt tohoto tréninku byl sice nižší v porovnání s jedinci, kteří prováděli klasický motorický trénink, ale bylo dokázáno, že může být vhodným doplňkovým programem pro zlepšení celkového výkonu sportovců (Isaac, 1992 in Mizuguchi et al., 2012, s. 107).

Studie ze sportovní psychologie prokazují, že sportovci pravidelně využívající trénink pohybu v představě dosahují větší schopnosti představy a vyšší kortikospinální aktivity pro úlohy spojené s jejich sportem, což prokazuje odlišné vzory neurální aktivace v porovnání s jedinci, kteří představu pohybu nevyužívají. Tyto rozdíly se však stírají, jde-li o představu aktivit odlišných od jejich sportu (Wei a Luo, 2010 in Williams et al., 2012, s. 369; Fourkas et al., 2008 in Williams et al., 2012, s. 369).

Pro zvýšení efektivity tréninku v představě u sportovců byly vytvořeny systémy a modely, stanovující klíčové komponenty tréninku a doporučující určitý postup v tréninku v představě. Na základě zkušeností ze sportovní psychologie a znalostech z literatury vytvořili Holmes a Collins PETTLEP (z angl. Physical, Environment, Task, Timing, Learning, Emotion and Perspective) systém. Založený je na správném uspořádání tréninků představy pohybu, obsahuje sedm hlavních komponentů popisujících polohu subjektu, prostředí představy, danou úlohu a emoce s ní spojené, délku představy, změny spojené se získáváním motorických

dovedností či korekci stávajících dovedností pomocí představy, a perspektivu představy (Holmes a Collins, 2001 in Schuster et al., 2011, s. 2).

Pro analýzu ideálního tréninku pohybu v představě založili na základě těchto elementů Schuster et al. (2011) literární review. Tréninky pohybu v představě, MITS (z angl. Motor Imagery Training Sessions) by měly mít určený plán. Ten by měl splňovat elementární náležitosti jako danou dobu trvání jednoho tréninku, vhodnou polohu subjektu, počet tréninků týdně, počet představ v jednom tréninku a další (Schuster et al., 2011, s. 1).

Guillot a Collet stanovily systém MIIMS (z angl. Motor Imagery Integrative Model in Sport), do kterého zahrnuli čtyři stěžejní cíle tréninku v představě, které by měly být co se týče náplně a typu představy pohybu brány v úvahu. Jedná se o motorické učení a výkon, motivaci, sebevědomí a neklid, strategii řešení problémů a rehabilitaci zranění. Mimo tyto cíle autoři studie stanovily také klíčové elementy tréninku v představě. Podle vybraného cíle by pro jeho dosažení měly být kombinovány určité typy představ využívající multimodální (vizuální, kinestetické, taktilní, auditorní a olfaktorické) a kompletní mentální reprezentace pohybu (Guillot a Collet, 2008, s. 35, 42).

1.3.6 Hodnocení schopnosti představy pohybu

Efektivita tréninku v představě závisí na schopnosti představit si pohyb. Jedinci s velmi dobrou motorickou představivostí prokazují lepší výsledky, jejich představy jsou živější, a naopak (Gregg, Hall, a Butler, 2010, s. 250; Mizuguchi et al., 2015, s. 5; Bakker, Boschker a Chung, 1996, s. 315). Kromě toho jsou individuální rozdíly v představě pohybu spojeny také s odlišnými vzory aktivace CNS (van der Meulen et al., 2012, s. 2).

Obecně je schopnost představy pohybu vyšší u mužů v porovnání se ženami, což se podkládá rozdílnou oblastí aktivace a inhibice mozku (Butler et al., 2006, in Schuster et al., 2011, s. 18). Z psychologického hlediska bývá pro určení schopnosti motorické představy využíváno dotazníků, mentální chronometrie a testu mentální rotace (Mizuguchi et al., 2012, s. 103).

Z dotazníků bývá v praxi využíván Dotazník o živosti pohybu v představě (VMIQ z angl. Vividness of Movement Imagery Questionnaire) nebo Dotazník sportovní imaginace (SIQ z angl. Sport Imagery Questionnaire) a další. K rychlému posouzení schopnosti motorické představivosti slouží Revidovaný dotazník pohybu v představě (MIQ-R z angl. Movement Imagery Questionnaire – Revised), zkrácená verze Dotazníku pohybu v představě (MIQ z angl. Movement Imagery Questionnaire), který prokazuje vysokou reliabilitu a validitu (Gregg, Hall a Butler, 2010, s. 249; Mizuguchi et al., 2012, s. 104). V dotazníku jsou popsány iniciální pozice

a pohyb, který má vyšetřovaný vykonat. Po vykonání pohybu následuje návrat do iniciální pozice a pouze jeho představa. Vyšetřovaný v tomto dotazníku hodnotí na škále od 1 (velmi obtížná představa/ vnímání pohybu) do 7 (velmi snadná představa/ vnímání pohybu) subjektivní obtížnost u 4 vizuálních a 4 kinestetických úkolů (Gregg, Hall a Butler, 2010, s. 249; Kolářová et al., 2015, s. 135).

Mentální chronometrie je také velmi využívanou technikou pro posouzení schopnosti představy pohybu. Měří se a následně porovnává čas potřebný k představě úkonu s časem, který je k reálnému vykonání úkonu potřebný. Využívá se různých podmínek a situací nebo rychlostí pohybu. V případě dobré schopnosti představy pohybu jsou časy shodné (Guillot a Collet, 2005 in Mizuguchi et al., 2012, s. 104; Malouin a Richards, 2010, s. 242). Kombinovaný často bývá s testem mentální rotace, kdy je hodnocena rychlost určení laterality rukou nebo nohou, nakreslených v různých úhlech a pozicích na obrázcích (Mizuguchi et al., 2012, s. 104; Malouin a Richards, 2010, s. 242).

Vztah mezi mírou kortikospinální excitability při představě pohybu a schopností představy pohybu prokázali ve své studii Williams et al. (2012). Patnáct probandů bylo podrobena testům na představu pohybu využitím Dotazníku o živosti pohybu v představě 2 (VMIQ-2 z angl. Vividness of Movement imagery Questionnaire-2) a úlohy mentální rotace ruky. Ačkoli došlo u všech probandů ke zvýšení svalové aktivity, autoři studie prokázali vyšší vzrůst u jedinců s lepší schopností představy pohybu (Williams et al., 2012, s. 369–375).

1.4 Představa chůze

Shodně, jako při představě ostatních pohybů, se při imaginaci chůze i její observaci aktivují somatotopicky shodné kortikální motorické oblasti, jako při jejím provedení. Jedná se o premotorický kortex, suplementární motorickou oblast, primární motorický kortex, primární somatosenzorický kortex, bazální ganglia, putamen, parietální oblasti a mozeček (Grezes and Decety, 2002 in Iseki et al., 2008, s. 1022; Ehrsson et al., 2003 in Iseki et al., 2008, s. 1022; Hanakawa et al., 2005 in Iseki et al., 2008, s. 1022; Héту et al., 2013, s. 935). Role primárního motorického kortexu je při představě málo konzistentní, což potvrzuje intaktní schopnost představy pohybu i po jejím poškození (Sirigu et al., 1995 in Stevens, 2005, s. 332).

Ačkoli se při představě chůze a jejím provedení aktivují téměř shodné oblasti, míra aktivity CNS se v obou situacích liší. Rozdílem je nejspíše fakt, že představa vyžaduje rozsáhlejší motorické plánování než reálná chůze. La Fougere et al. (2010 in Héту et al., 2013, s. 944) tuto situaci vysvětluje tvrzením, že se představa chůze podobá její modulaci, tudíž

vyžaduje rozsáhlejší aktivitu CNS. Při reálné chůzi je proces více automatický, motorické příkazy vedou přímo z motorického kortexu k CPGs (Hétu et al., 2013, s. 944).

Představa přesné chůze, kognitivně náročnější, vede v porovnání s představou normální chůze ke zvýšení kortikální aktivity (Bakker et al., 2008, s. 998).

Čas potřebný k představě chůze je obvykle blízký času, který odpovídá jejímu vykonání, což se označuje jako mentální izochronie (Decety a Michel, 1989 in de Lange, Roelofs a Toni, 2008, s. 495). S rostoucí obtížností chůze a délkou dráhy pro chůzi dochází k růstu času potřebného pro její imaginaci i provedení (Decety, 1991 in Bakker et al., 2007, s. 498). Zároveň čím širší je koridor pro chůzi, tím se čas potřebný pro její provedení či představu snižuje (Decety et al., 1991 in Stevens, 2005, s. 331; Bakker et al., 2007, s. 497).

Polohou vhodnou pro představu chůze je podle Kolářové et al. (2016, s. 424) stoj, kdy dochází také k větší facilitaci svalů dolních končetin.

1.4.1 Využití představy chůze v klinické praxi

V praxi má představa chůze přínos v rehabilitaci zejména u pacientů s neurologickými poškozeními, a to zejména z důvodu nízké časové a prostorové náročnosti (Kim et al., 2011, s. 134). Chůzové parametry a aktivitu svalů dolních končetin u pacientů po CMP navíc pozitivně ovlivňuje představa chůze doplněna o rytmický zvuk (Kim et al., 2011, s. 134–145; Thaut et al., 2007, s. 455–459).

Z metaanalýzy autorů Li et al. (2017) vyplývá benefit terapií chůze v představě pro zlepšení funkce dolních končetin u pacientů po cévní mozkové příhodě. Přímý efekt však v tuto chvíli zůstává neprůkazný pro statistickou heterogenitu a metodologické nedostatky v zahrnutých 17 studiích (Li et al., 2017, s. 83).

Trénink chůze v představě vede u hemiparetických pacientů s chronickým CMP ke zlepšení chůzových parametrů, kterými jsou rychlost chůze, balance, délka kroků, kadence a doba jedné a dvojí opory (Dunsky et al., 2008, s. 1580–1588; Cho, Kim a Lee, 2013, s. 675–680). Stejného výsledku dosáhla i studie Hwang et al. (2010, s. 514–522), kde trénink v představě kombinovaný s cvičením vedl u pacientů s chronickým CMP ke zlepšení kinematických parametrů kloubů paretických dolních končetin, rovnováhy, posturální kontroly a dalších.

Oostra et al. (2015, s. 204–209) u pacientů v subakutní fázi CMP po terapiích, zahrnujících imaginaci chůze, taktéž zjistili pozitivní změny v rychlosti chůze, kadenci a výdrž. Velký přínos představy pohybu u pacientů v této fázi CMP potvrdili také Kraft et al.

(2015, s. 239–337), kteří ve své studii prokázali její vliv na vyvážení kortikální aktivity při představě pohybu a jeho reálném provedení.

U pacientů s Parkinsonovou nemocí je vhodná terapie představou pohybu a využitím virtuální reality. Jedná se o klíčové metody pro terapii chůze, zejména freezingu, a poruch rovnováhy (Mirelman, Maidan a Deutsch, 2013, s. 1597). Nejméně šestitýdenní trénink zahrnující 12 terapií pohybu v představě kombinovaný s cvičením vede u těchto pacientů ke snížení bradykineze a zkvalitnění motorických a funkčních schopností (Tamir, Dickstein a Huberman, 2007, s. 74).

1.5 Vliv observace na představu pohybu, adaptační změny centrální nervové soustavy

Stejný potenciál jako má v rehabilitaci představa pohybu má i jeho observace. Z fMRI a TMS studií vyplývá shodná efektivní aktivace neuronálních okruhů při observaci a představě pohybu a jeho skutečném vykonání, čehož lze využít např. při imobilizaci nebo nemožnosti provedení pohybu pro udržení či naučení komplexních motorických úkonů. U pacientů po CMP vede observace pohybu a představa pohybu k brzkému oslovení poškozených oblastí, a tedy zabránění ztráty neuronálních funkcí z inaktivity či poškození propriocepce (Sharma, Pomeroy a Baron, 2006 in Williams et al., 2012, s. 369; Clark, Tremblay a Ste-Marie, 2003 in Williams et al., 2012, s. 369).

Vliv představy a observace pohybu zkoumali ve studii Mouthon et al. (2015, s. 535). Za použití fMRI porovnávali vliv představy pohybu, observace pohybu nebo jejich kombinace na modulaci kortikospinální aktivity při úkolech zaměřených na rovnováhu. Nejvýraznějších výsledků dosáhla u pacientů s balančními problémy kombinace observace a představy pohybu (Mouthon et al., 2015, s. 540–541).

Taube et al. (2015, s. 102) zaměřili svou studii na obdobný výzkum. Pomocí fMRI zkoumali vliv představy pohybu, observace pohybu a jejich kombinace na aktivitu CNS. Výsledkem této studie byla aktivace center důležitých pro udržení rovnováhy při kombinované terapii a při terapii v představě (Taube et al., 2015, s. 112). Podobně Sakamoto et al. (2009) ve své studii prokázali větší míru facilitace CNS při kombinaci představy pohybu s jeho observací, v porovnání s představou či observací samotnou (Mizuguchi et al., 2012, s. 107).

Při observaci i představě pohybu dochází k facilitaci svalové aktivity a aktivaci oblastí CNS, které jsou aktivní při reálném vykonání pohybu (Jeannerod, 2001 in Sacheli et al., 2017, s. 5197). Oba procesy zahrnují aktivitu fronto-parietálních zrcadlových neuronů, ve kterých lze nalézt podklad pro vysvětlení změn svalové aktivity v těchto situacích. Při představě pohybu

dochází navíc k aktivaci také suplementární motorické oblasti (Macuga a Frey, 2012 in Sacheli et al., 2017, s. 5197; Gatti et al., 2013, s. 37; Wriessnegger et al., 2014, s. 1).

1.5.1 Zrcadlové neurony

Zrcadlové neurony, specifická skupina vizuomotorických neuronů lokalizovaných ve frontoparietální oblasti, se aktivují vždy při observaci člověka vykonávajícího určitou činnost. Hrají zásadní roli v pochopení pohybů či činností a schopnosti jejich nápodoby, čehož se využívá v motorickém učení (Rizzolatti a Craighero, 2004, s. 169).

Při pozorování pohybu se aktivuje shodná oblast mozkové kůry, jako při jejím vykonávání samotným člověkem. Předpokládá se tedy, že jeden neuron má percepční i motorickou reprezentaci. Síť zrcadlových neuronů v mozku vytváří systémy, jejichž činnost je automatická a nevědomá. Aktivitu neuronů ovlivňují dřívější vlastní motorické zkušenosti s pozorovanou činností a paměťové stopy. V případě observace známé činnosti je reakce pozorovatele výraznější (Orel, 2015, s. 29–30; Rizzolatti a Craighero, 2004, s. 180).

Nezanedbatelným zůstává i důležitý funkční vztah mezi jednotlivými vizuálními a motorickými vlastnostmi zrcadlových neuronů. Všechny tyto neurony prokazují „přesnou shodu“ či „širokou shodu“ mezi vizuálními informacemi, na které reagují, a motorickými odpověďmi, které kódují. Zrcadlové neurony, u kterých se efektivně pozorovaný a efektivně provedený pohyb shoduje s jeho cílem a znamená tedy jeho dosažení, patří do skupiny „přesně shodných“. Naopak pokud aktivace zrcadlových neuronů nevyžaduje observaci zcela stejné akce, kterou motoricky kódují, jedná se o skupinu „široce shodných“ neuronů (Gallese et al., 1996, s. 170).

1.5.2 Neuroplasticita

Pravidelné konstantní opakování pohybu v představě může vést ke změnám v CNS shodným se změnami po fyzickém tréninku. K tomuto jevu dochází díky neuroplasticitě (Pascual-Leone et al., 1995 in Malouin et al., 2003, s. 59).

Neuroplasticita je definována jako schopnost nervového systému měnit se v závislosti na vnitřních či vnějších podmínkách, zkušenostech a opakujících se podnětech (Kolář, 2009, s. 304). Jedná se o dynamický proces vedoucí ke strukturálním a funkčním adaptačním změnám CNS (Gulyaeva, 2017, s. 237). Hraje významnou roli při kompenzaci poškození CNS, facilite obnovu ztracených funkcí nebo na základě přicházejících vjemů tvoří funkce nové. Funguje celoživotně, ale s věkem tato schopnost ubývá (Ambler, 2011, s. 15).

Plasticita nervového systému je základním kamenem rehabilitace. Vedená neurální reorganizace pro facilitaci obnovení ztracené funkce je primárním cílem neurorehabilitace (Moucha a Kilgard, 2006, s. 111).

Neuroplasticita probíhá na různých úrovních, od nejmenších změn neuronů až po kortikální přestavbu (Lippertová-Grünerová, 2009, s. 15). Nejnižší molekulární úrovní plasticity mozku jsou biochemické procesy, tvořící základ neuroplastických změn. Zahrnují i změny na neurochemické úrovni, dochází k dlouhodobému růstu syntézy a uvolnění neurotransmiterů, tzv. synaptické potenciaci, a ke zvýšení počtu a citlivosti receptorů (Gulyaeva, 2017, s. 237).

Na buněčné úrovni působí plasticita změny morfologické, dochází zde k synaptogenezi, tedy tvorbě nových funkčních kontaktů, dendritickému a axonálnímu růstu a větvení, a neurogenezi, vzniku a tvorbě nervových buněk, probíhající zejména v gyru dentatu, části hipokampu. Axony selektivně eliminované podstupují apoptózu, čímž mění neuronální okruhy (Knudsen, 2004, s. 1415).

Na nejvyšší, kortikální úrovni plasticity, probíhá tvorba nových či změna stávajících funkčních obvodů. Promítá se zde vliv podnětů a zkušeností na CNS, opakovaná zkušenost je základem motorického učení a vede k urychlení a zpřesnění úkonu (Kolb et al., 1998, s. 143).

Plasticita na různých úrovních CNS je nutným předpokladem pro motorické učení (Yue et al., 2017, s. 1). Úzký vztah mezi učením a neuroplasticitou dokládá účast shodných neurotransmiterů, dopaminu, norepinefrinu a acetylcholinu, při synaptické plasticitě i učení (Singer, 1986 in Moucha a Kilgard, 2006, s. 112; Brocher et al., 1992 in Moucha a Kilgard, 2006, s. 112).

Schopnost uložit a uchovat paměťové stopy je zapříčiněna plastickými změnami. V případě krátkodobé paměti jsou pozorovatelné funkční změny na synapsích, naopak při dlouhodobé paměti se synapse morfologicky přestaví (Trojan et al., 2005, s. 703–704). Synaptická plasticita závisí na opakování přicházejících podnětů, což je základem dlouhodobé paměti a učení nebo efektu tréninku pohybu v představě (Gulyaeva, 2017, s. 237).

Formou synaptické plasticity je dlouhodobá potenciace (LTP z angl. long-term potentiation). Zprostředkována je složitými chemickými ději na synapsích, kde dochází k usnadnění přenosu signálu mezi dvěma neurony, což je základním mechanismem učení a paměti. Naopak pro redukci nevyužívaných neuronálních synapsí probíhá dlouhodobá deprese. Jedná se o selektivní oslabení specifických synapsí pro posílení synaptického procesu při LTP (Abraham et al., 2002 in Cooke a Bliss, 2006, s. 1659; Gulyaeva, 2017, s. 238).

Podle stáří jedince a trvání a druhu působícího podnětu lze neuroplasticitu dělit na několik typů, které se však prolínají. V prenatálním a postnatálním období a v prvních měsících života se jedná o plasticitu evoluční, kdy probíhá organizace a vývoj mozku (Kulišťák, 2011, s. 76). Základními procesy jsou syntaptogeneze a tzv. pruning, synaptické prořezávání spjaté s redukcí počtu synaptických spojení, podmiňující vytvoření zralé neuronální sítě (Lee, Yamaguchi a Goto, 2015, s. 3; Rakús, 2009, s. 83). Nejintenzivnější je evoluční neuroplasticita v období druhého a třetího roku života, poté se snižuje (Kolář et al., 2009, s. 304).

Reaktivní neuroplasticita představuje dočasnou reakci nervové tkáně na krátkodobou změnu podmínek, a tedy schopnost uzpůsobit metabolismus a chování neuronů těmto podmínkám. Probíhá společně s plasticitou adaptační v průběhu dospívání (Kulišťák, 2011, s. 76).

Adaptační plasticita se podílí na učení a paměti, vyvolána je dlouhodobými opakovanými podněty, které posilují synaptickou komunikaci mezi neurony v daných obvodech. Tohoto jevu využívá pravidelné opakování pohybu v představě (Gulyaeva, 2017, s. 240).

Reparační neuroplasticita probíhá po poškození CNS, jedná se o snahu znovuobnovení ztracené funkce. Cílenou stimulací receptorů dochází ke změnám počtu synapsí, větvení dendritů a přestavbě neurálních okruhů. Funkci poškozené tkáně přebírají neurony v okolí poškozené tkáně (Kolář et al., 2009, s. 305).

1.6 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie je přístrojová metoda nabízející vhled na mechanismy řízení pohybu. Snímáním bioelektrických signálů podává obraz o aktivitě svalů, a tedy neurálních mechanismech pohybové kontroly (Kolářová et al., 2014, s. 75). Tato vyšetřovací metoda umožňuje hodnotit svalové synergie, sekvence zapojování svalů nebo velikost svalové aktivity či únavy (Krobot a Kolářová, 2011, s. 16). V rámci rehabilitace se uplatňuje v diagnostice nebo v terapii jako bio feedback (Krobot a Kolářová, 2011, s. 6–7). Dále je využívána k vyšetření strategií posturální stabilizace či snímání svalové aktivity v krokovém cyklu atd. (Krobot a Kolářová, 2011, s. 36).

Povrchová polyelektromyografie, snímající více svalů současně, je v klinické praxi využívána jako prostředek k objektivizaci svalové koordinace a analýze agonisticko-antagonistických koaktivací zapojených svalů, zhodnocení kvality řízení CNS, a tedy analýze strategie kontroly pohybu za různých podmínek. Může odhalit i klinicky němé funkční pohybové patologie a poruchy řízení lidské motoriky (Krobot a Kolářová, 2011, s. 5–6).

Využití povrchové elektromyografie je limitováno umístěním svalů, možné je snímat pouze aktivitu povrchových svalů, aktivitu hluboko umístěných svalů zaznamenat spolehlivě nelze (Richards, 2008, s. 133).

Akční potenciály, jejichž průběh se při povrchové elektromyografii snímá, vznikají depolarizací buněčných membrán jednotlivých svalových vláken. Tím dochází ke spuštění kontrakce motorické jednotky, která má u tonických motoneuronů delší a u fázických motoneuronů kratší trvání (Véle, 2006, s. 27).

1.6.1 Aplikace hybridních elektromyografických elektrod

Povrchová aktivita svalových vláken může být snímána bipolárně prostřednictvím dvou elektrod umístěných v průběhu svalových vláken či monopolárně. Bipolárním snímáním vzniká výsledný bipolární signál tvořený potenciálovým rozdílem snímaným oběma elektrodami ve stejném okamžiku (Enoka, 2002 in Krobot a Kolářová, 2011, s. 17). Při monopolární aplikaci elektrod jsou akční potenciály snímány elektrodami umístěnými paralelně s průběhem svalových vláken na kůži v místě středu svalového břicha testovaného svalu (Enoka, 2002 in Krobot a Kolářová, 2011, s. 18; Richards, 2008, s. 129–130). Monopolární umístění vyžaduje jednu elektrodu snímající aktivitu svalu a druhou elektrodu referenční, připevněnou v místě kostěného výběžku (Richards, 2008, s. 130).

Aplikaci elektrod předchází mimo odstranění chlupů také očištění pokožky od mastnoty a odumřelých buněk. Pro snížení kožního odporu, který by měl být pro kvalitní EMG nižší než 10 k Ω , a zlepšení kontaktu mezi elektrodami a kůží, je nutné kůži očistit alkoholem či abrazivní pastou, otřít navlhčeným ručníkem, a osušit (Richards, 2008, s. 130–131; Kolářová et al., 2014, s. 79).

1.6.2 Elektromyografický signál a jeho zpracování a vyhodnocení

Velikost a frekvence výsledného elektromyografického signálu jsou závislé na velikosti a množství aktivních svalových vláken (Konrad, 2006 in Kolářová et al., 2014, s. 75). Naměřený elektromyografický signál zpravidla proporcionálně reflektuje velikost aktivity motorických jednotek (Richards, 2008, s. 129).

Mezi snímanou aktivací svalu a produkcí mechanické síly dochází k elektromechanickému zpoždění, které je závislé na uspořádání a typu svalových vláken či rychlosti přenosu síly z úponu svalu na kost, tzv. viskoelastických vlastnostech (Cram a Kasman, 2011 in Kolářová et al., 2014, s. 76). Ačkoli typ aktivovaných svalových vláken ovlivňuje EMG signál, dosud nelze rozlišit signály od různých typů vláken (Richards, 2008, s. 129).

Kvalita EMG signálu je ovlivněna vnitřními a vnějšími faktory. Vnitřní faktory, snímáním neovlivnitelné, jsou dány fyziologickými, anatomickými a biochemickými vlastnostmi svalů. Lze mezi ně zařadit typ, délku a průměr svalových vláken, aktivitu měřeného svalu, aktivitu okolních svalů, počet aktivních svalových vláken a frekvenci jejich pálení, hloubku umístění snímaných svalových vláken, teplotu či intracelulární pH a další. Vnějšími, ovlivnitelnými, faktory jsou zejména vlastnosti elektrod, jejich velikost, umístění a kontakt s kůží (Kolářová et al., 2014, s. 77–79; Krobot a Kolářová, 2011, s. 19–23).

Naměřený signál je přenášen do vyhodnocovací jednotky, kde je konvertován z analogového na digitální (Krobot a Kolářová, 2011, s. 19). Surový elektromyografický signál vyžaduje další zpracování. K analýze svalové aktivity se využívá kvantitativní analýzy amplitudy v čase, které předchází rektifikace, tedy převrácení či eliminace negativních hodnot amplitudy, a vyhlazení neboli potlačení vysokofrekvenčních fluktuací signálu. Výsledný, již zpracovaný signál, má tvar lineární obálky (Krobot a Kolářová, 2011, s. 25). Druhé zpracování surového signálu, pro analýzu frekvenčního spektra, se využívá zejména pro popis svalové únavy (Clancy et al., 2004 in Krobot a Kolářová, 2011, s. 25).

Pro porovnání naměřených EMG signálů je potřebná normalizace, vztahení naměřených hodnot k předem určené referenční hodnotě, která se určí při každém měření pro každého pacienta (Krobot a Kolářová, 2011, s. 27).

Podle využití povrchové elektromyografie se zpracovaný signál hodnotí. Nejčastěji se jedná o hodnocení svalové koordinace, velikosti svalové aktivity a míry svalové únavy (Kolář, 2009, s. 201).

Vyšetření svalové koordinace se využívá pro jednoduché i komplexní pohybové činnosti. Konkrétně lze hodnotit míru aktivace svalu za různých situací, její stranovou symetrii nebo časový sled aktivace jednotlivých svalů (Kolář, 2009, s. 201).

Velikost svalové aktivity lze určit pomocí standardních parametrů ke zpracování amplitudy. Růst či pokles svalové síly nebo rychlosti svalové kontrakce znamená rostoucí či snižující se elektromyografickou aktivitu. Nejedná se ale o lineární vztah, a tedy není možné přesné kvantitativní popsání vztahu síly kontrakce a EMG signálu (Kolářová et al., 2014, s. 90).

Svalová únava je definována jako pocit svalové bolesti, slabosti nebo snížení výkonnosti. Na EMG signálu se zpravidla projevuje zvýšením amplitudy a poklesem frekvenčního spektra (Winter, 2008 a Merletti et al., 2004 vše in Kolářová et al., 2014, s. 89). Zvýšení amplitudy je způsobeno rozšířením prostorové sumace akčních potenciálů, ke které dochází kompenzačně pro zachování svalové síly (Kolářová et al., 2014, s. 89).

Jednou z nejčastěji sledovaných pohybových aktivit z hlediska povrchové elektromyografie je chůze. Jelikož je aktivita svalů při každém kroku velmi variabilní, doporučuje se měřit minimálně vždy 6–10 kroků, a z naměřených parametrů pak stanovit průměrné hodnoty (Frigo a Shiavi, 2004 in Krobot a Kolářová, 2011, s. 47).

2 Cíle a hypotézy diplomové práce

2.1 Cíl práce

Cílem práce je zhodnotit, zda se změní bilaterální aktivita vybraných svalů při představě chůze v sedu a ve stoji, a dále posoudit případné změny posturálních výchylek probíhajících při této představě.

2.2 Hypotézy

Vzhledem k určenému cíli práce byly určeny následující hypotézy:

H₀1: Průměrná bilaterální aktivita m. biceps femoris, m. rectus femoris a m. erector spinae měřená v sedu a ve stoji v klidu, při představě chůze před její realizací a při představě chůze po její realizaci není rozdílná.

H_A1: Průměrná bilaterální aktivita m. biceps femoris, m. rectus femoris a m. erector spinae měřená v sedu a ve stoji v klidu, při představě chůze před její realizací a při představě chůze po její realizaci se liší.

H₀2: Maximální bilaterální aktivita m. biceps femoris, m. rectus femoris a m. erector spinae měřená v sedu a ve stoji v klidu, při představě chůze před její realizací a při představě chůze po její realizaci není rozdílná.

H_A2: Maximální bilaterální aktivita m. biceps femoris, m. rectus femoris a m. erector spinae měřená v sedu a ve stoji v klidu, při představě chůze před její realizací a při představě chůze po její realizaci se liší.

H₀3: Posturální výchylky se v klidu, při představě chůze před chůzí a při představě chůze po její realizaci neliší.

H_A3: Posturální výchylky se v klidu, při představě chůze před chůzí a při představě chůze po její realizaci liší.

3 Metodika výzkumu

3.1 Charakteristika výzkumné skupiny

Výzkumná skupina byla tvořena 37 zdravými probandy, 24 ženami a 13 muži. Z velké části se jednalo o studenty Univerzity Palackého v Olomouci, jejich věk se pohyboval v rozmezí od 20 do 27 let, průměrná výška byla 164 cm ($\pm 8,9$) a průměrná hmotnost 68 kg ($\pm 12,3$).

Hlavními vylučujícími kritérii byly akutní strukturální či funkční muskuloskeletální poruchy, neurologické poruchy, psychiatrické poruchy, akutní či chronické bolesti všech etiologií narušující stereotyp chůze, výrazná porucha balančních schopností, užívání léků ovlivňujících vigilitu, obezita, gravidita, insuficience kardiorepiračního ústrojí, vertigo, neléčené poruchy vizu, poruchy kognitivních funkcí a neschopnost vizuální či kinestetické představy pohybu (hodnoceno MIQ-R).

Všichni testovaní probandi podepsali před zahájením měření informovaný souhlas s průběhem studie.

3.2 Průběh a metody výzkumu

Metodou výzkumu bylo přístrojové vyšetření aktivity svalů pomocí povrchové elektromyografie. Všechna měření byla realizována v prostorách kineziologické laboratoře Fakultní nemocnice v Olomouci v odpoledních hodinách pracovních dnů. Experiment probíhal ve shodných podmínkách pro všechny probandy (přiměřená teplota, snaha eliminace rušivých elementů, stálé osvětlení).

Před každým měřením byli probandi seznámeni s experimentem a jeho průběhem. Všichni testovaní podepsali informovaný souhlas o průběhu měření (viz příloha 1, s. 87). Pořadí probandů bylo randomizováno.

Pro posouzení schopnosti motorické představitosti bylo před započítím měření využito MIQ-R dotazníku (viz příloha 2, s. 88), jehož výsledek (viz příloha 3, s. 91) umožnil posoudit úroveň kvality představy a určit případné vyloučení ze studie.

Samotnému měření předcházela aplikace dvou hybridních EMG elektrod pro snímání se zabudovaným akcelerometrem (Delsys[®]). Napalповané svaly byly ozřejmĕny izometrickou kontrakcí. Místo aplikace bylo očišĕtĕno abrazivní pastou, oĕřeno navlhĕeným a suchým ruĕníkem, a případně potřeby oholeno. Na takto připravenou kůži byly připevnĕny elektrody. Umíšĕteny byly na střední ĕást bříšek vybraných svalů paralelnĕ se svalovými vlákny, přičemž šipka znázornĕná na elektrodĕ vždy smĕřovala kraniálně.

Akcelerometrie byla bilaterálně zaznamenávána hybridní elektrodou na m. rectus femoris. Posurální výchylky byly měřeny pro detekci případných pohybů dolních končetin doprovázející představu chůze.

Po připevnění elektrod byly všechny zapnuty, a jejich správná aplikace byla volní aktivitou testovaných svalů ozřejmána v programu.

Snímanými svaly byly:

1. kanál: m. rectus femoris dx.
2. kanál: m. rectus femoris sin.
3. kanál: m. biceps femoris dx.
4. kanál: m. biceps femoris sin.
5. kanál: m. erector spinae dx.
6. kanál: m. erector spinae sin.

Svalová aktivita byla snímána povrchovým EMG ve třech odlišných posturálních situacích (sed, stoj a chůze). Korigovaný sed (viz příloha 4a, s. 93) byl vzpřímený s horními končetinami volně položenými na stehnech a chodidly umístěnými na šířku pánve. Stoj (viz příloha 4b, s. 93) byl vzpřímený s horními končetinami volně podél těla. Postavení dolních končetin bylo pro stoj zachováno ve stejném postavení jako během sedu. Chůze, která byla součástí měření, probíhala vždy pro všechny probandy ze stejného místa na chodbě, ukončena byla vždy až na pokyn terapeuta.

Pořadí úkolů bylo pro všechny probandy shodné, ale pořadí výchozích pozic jednotlivých úkolů bylo randomizované. Vždy proběhlo jedno měření v jedné pozici, po jeho skončení následovalo měření stejného sledu úkolů v pozici druhé.

Snímání svalové aktivity probíhalo vždy v tomto pořadí:

1. referenční hodnota odpovídající klidové aktivitě ve výchozí pozici (ve vzpřímeném stoji či sedu) před bílým plátnem, otevřené oči, pro zamezení nevíтанých představ v duchu zpívání písně Hodně štěstí, zdraví (nebo angl. Happy Birthday) po dobu 15 s,
2. vzpřímený stoj či sed před bílým plátnem (výchozí pozice zůstala zachována), otevřené oči, co nejpřesnější kinestetická představa chůze po chodbě předem ukázané na fotografii (viz příloha 5, s. 94), trvající 15 s,

3. provedení vlastní chůze ve vymezeném úseku chodby trvající 15 s,
4. vzpřímený stoj či sed před bílým plátnem (výchozí pozice zůstala zachována), otevřené oči, pro zamezení nežádoucích představ v duchu zpívání písně Hodně štěstí, zdraví (nebo angl. Happy Birthday) po dobu 15 s,
5. vzpřímený stoj či sed před bílým plátnem (výchozí pozice zůstala zachována), otevřené oči, opětovná co nejpřesnější kinestetická představa chůze po chodbě, trvající 15 s.

Snímání začalo vždy na slovní pokyn ve chvíli, kdy byl proband připraven ve výchozí pozici a instruován k vykonání daného úkolu, ukončeno bylo stejným způsobem po uplynutí plánované doby představy.

Každou představu prováděné aktivity probandi průběžně subjektivně hodnotili podle obtížnosti na škále od 1 do 4, přičemž 1 odpovídala představě nejobtížnější a 4 nejsnazší (viz příloha 6, s. 95).

3.3 Zpracování dat

3.3.1 Zpracování elektromyografického signálu a záznamu z akcelerometru

Surové EMG záznamy vybraných situací byly zpracovány v programu Delsys EMGworks® Analysis. Porovnávány situacemi byly vždy v sedu a ve stoji iniciální klid s písní, první představa chůze a představa chůze po její realizaci.

Z celého naměřeného signálu byl vybrán časový úsek 2–12 s, který byl zpracován rektifikací. Následně bylo z tohoto rektifikovaného záznamu provedeno vyhlazení pomocí algoritmu střední kvadratické hodnoty (RMS, z angl. Root Mean Square), přičemž velikost okna byla 0,125 s a překrytí okna 0,0625 s.

Takto upravená data byla dále převedena do programu Microsoft Office Excel, ve kterém probíhalo další zpracování. Byly zde vypočítány průměrné a maximální hodnoty pro všechny svaly za všech sledovaných situací. Tyto hodnoty byly zkopírovány do samostatných tabulek pro další statistické zpracování.

Ze záznamu z akcelerometru, umístěného oboustranně na m. rectus femoris, byl rovněž vybrán časový úsek 2–12 s. Po provedení RMS s velikostí okna 0,125 s a překrytím okna 0,0625 s následoval export dat a jejich další zpracování v programu Microsoft Office Excel.

Pro každou situaci byl v tomto programu z x , y a z rovin spočítán SVM (z angl. Signal Vector Magnitude) pro obě dolní končetiny. Rozdílem minimálních a maximálních hodnot

SVM byl pak pro každou dolní končetinu ve všech situacích vypočítán ROM (z angl. Range of Motion), se kterým se dále pracovalo ve statistickém zpracování.

Před statistickým zpracováním byla data zkontrolována, porovnána mezi sebou, a extrémní hodnoty byly z dalšího vyhodnocování vyřazeny.

3.3.2 Statistické zpracování dat

Data byla zpracována v programu Statistica, kde byla nejdříve ověřena jejich normalita podmíněná $p > 0,05$ pomocí Shapiro-Wilkova testu.

Vzhledem k charakteru výsledků nebylo zjištěno normální rozložení dat, a bylo tedy postupováno neparametrickými metodami. Pro porovnání více závislých vzorků byla využita Friedmannova ANOVA. Hladina statistické významnosti byla určena $p < 0,05$.

V případě prokázání statisticky významného rozdílu bylo pro zjištění případného významného rozdílu mezi dvěma za sledovaných tří situací provedeno mnohonásobné porovnání Bonferroniho metodou. Hladina statistické významnosti pro provedené párové porovnání byla snížena na 0,017.

4 Výsledky výzkumu

4.1 Výsledky elektromyografické aktivity svalů

Data v tabulkách zobrazují hodnoty popisných statistik průměrných (viz tabulka 1) a maximálních (viz tabulka 2, s. 40) elektromyografických aktivit vybraných svalů v daných situacích.

Tabulka 1 Základní popisné statistiky průměrných hodnot naměřených EMG aktivit

Sval	Pozice	Situace	n	X [μ V]	Med [μ V]	Min [μ V]	Max [μ V]	SD [μ V]
m. biceps femoris sin.	STOJ	KLID 1	34	7,854	6,624	2,233	23,111	5,096
		PŘEDSTAVA 1	34	7,985	5,788	2,488	22,297	5,268
		PŘEDSTAVA 2	34	7,610	6,113	2,362	20,916	4,946
	SED	KLID 1	35	4,793	3,421	1,528	21,155	3,920
		PŘEDSTAVA 1	35	4,348	3,427	1,601	19,836	3,321
		PŘEDSTAVA 2	35	4,034	3,216	1,493	18,501	2,995
m. biceps femoris dx.	STOJ	KLID 1	37	7,701	6,880	2,024	24,845	4,490
		PŘEDSTAVA 1	37	7,509	6,061	1,327	30,896	5,276
		PŘEDSTAVA 2	37	6,891	4,738	2,112	27,460	5,106
	SED	KLID 1	37	4,337	3,793	1,338	11,527	2,277
		PŘEDSTAVA 1	37	4,404	3,736	1,433	21,277	3,235
		PŘEDSTAVA 2	37	4,372	3,578	1,242	16,045	3,437
m. rectus femoris sin.	STOJ	KLID 1	34	5,989	4,322	1,991	17,248	4,061
		PŘEDSTAVA 1	34	5,200	4,058	1,927	14,874	3,357
		PŘEDSTAVA 2	34	4,178	3,735	1,449	9,601	2,059
	SED	KLID 1	35	5,257	4,252	2,332	17,805	3,217
		PŘEDSTAVA 1	35	5,056	4,034	2,398	25,007	4,058
		PŘEDSTAVA 2	35	4,574	3,515	1,602	16,503	3,289
m. rectus femoris dx.	STOJ	KLID 1	34	4,985	3,951	1,748	14,574	2,731
		PŘEDSTAVA 1	34	4,662	3,696	1,748	10,320	2,316
		PŘEDSTAVA 2	34	4,690	3,626	1,670	17,059	3,189
	SED	KLID 1	35	5,932	4,913	2,348	13,311	3,092
		PŘEDSTAVA 1	35	5,459	4,757	2,380	14,593	2,968
		PŘEDSTAVA 2	35	5,261	4,181	1,940	21,315	4,050
m. erector spinae sin.	STOJ	KLID 1	32	5,049	4,741	2,083	8,873	1,704
		PŘEDSTAVA 1	32	4,711	4,490	2,080	8,491	1,530
		PŘEDSTAVA 2	32	4,434	4,365	1,887	8,905	1,504
	SED	KLID 1	33	5,743	4,143	1,830	16,708	3,539
		PŘEDSTAVA 1	33	5,635	4,105	1,833	16,997	3,461
		PŘEDSTAVA 2	33	6,223	4,847	1,890	19,775	4,418
m. erector spinae dx.	STOJ	KLID 1	33	7,102	6,463	3,411	25,816	4,163
		PŘEDSTAVA 1	33	6,456	5,399	3,747	23,669	3,694
		PŘEDSTAVA 2	33	5,407	4,843	2,403	13,774	2,285
	SED	KLID 1	33	6,184	4,877	2,403	16,208	3,441
		PŘEDSTAVA 1	33	5,968	4,873	2,217	14,794	3,393
		PŘEDSTAVA 2	33	6,268	4,670	1,636	21,466	4,168

Legenda: μ V-mikroVolt, n-počet platných hodnot, X-průměr, Med-medián, Min-minimum, Max-maximum, SD-směrodatná odchylka

Tabulka 2 Základní popisné statistiky maximálních hodnot naměřených EMG aktivit

Sval	Pozice	Situace	n	X [μ V]	Med [μ V]	Min [μ V]	Max [μ V]	SD [μ V]
m. biceps femoris sin.	STOJ	KLID 1	34	13,454	11,490	3,027	42,182	9,494
		PŘEDSTAVA 1	34	14,339	10,641	3,467	39,224	10,030
		PŘEDSTAVA 2	34	12,872	10,300	3,271	37,638	8,903
	SED	KLID 1	35	7,643	4,877	2,097	37,167	7,010
		PŘEDSTAVA 1	35	6,548	4,858	2,006	32,510	5,326
		PŘEDSTAVA 2	35	6,195	4,332	1,844	42,656	6,815
m. biceps femoris dx.	STOJ	KLID 1	37	13,143	10,276	3,316	38,762	8,521
		PŘEDSTAVA 1	37	12,040	9,768	1,567	47,829	8,377
		PŘEDSTAVA 2	37	10,814	9,346	2,906	43,607	8,019
	SED	KLID 1	37	7,801	5,317	1,999	36,298	6,998
		PŘEDSTAVA 1	37	7,232	5,413	2,376	37,437	6,004
		PŘEDSTAVA 2	37	6,785	4,809	1,458	32,759	6,918
m. rectus femoris sin.	STOJ	KLID 1	34	9,706	7,731	2,345	28,175	6,695
		PŘEDSTAVA 1	34	9,425	6,777	2,274	45,328	8,698
		PŘEDSTAVA 2	34	6,562	4,944	1,741	28,502	5,033
	SED	KLID 1	35	7,909	6,927	3,035	32,749	5,523
		PŘEDSTAVA 1	35	7,355	5,524	3,446	37,671	6,341
		PŘEDSTAVA 2	35	7,242	4,527	2,499	35,329	7,125
m. rectus femoris dx.	STOJ	KLID 1	34	8,457	6,247	2,053	35,248	7,200
		PŘEDSTAVA 1	34	7,592	5,394	2,164	18,724	4,452
		PŘEDSTAVA 2	34	6,907	5,016	1,964	23,091	4,727
	SED	KLID 1	35	9,837	7,052	2,933	33,202	7,609
		PŘEDSTAVA 1	35	8,783	6,666	3,228	34,201	6,410
		PŘEDSTAVA 2	35	7,346	5,648	2,635	31,684	5,911
m. erector spinae sin.	STOJ	KLID 1	32	10,435	7,577	3,374	36,176	6,951
		PŘEDSTAVA 1	32	8,525	7,385	2,977	23,278	4,108
		PŘEDSTAVA 2	32	7,703	6,882	2,935	28,850	4,468
	SED	KLID 1	33	9,097	7,324	3,341	25,487	5,905
		PŘEDSTAVA 1	33	9,380	7,013	2,830	32,152	7,032
		PŘEDSTAVA 2	33	9,357	7,105	2,826	28,690	6,452
m. erector spinae dx.	STOJ	KLID 1	33	15,602	12,540	6,873	47,168	10,660
		PŘEDSTAVA 1	33	12,037	9,967	5,690	42,774	7,133
		PŘEDSTAVA 2	33	11,724	8,656	5,324	42,357	8,402
	SED	KLID 1	33	10,662	7,549	3,568	26,329	6,091
		PŘEDSTAVA 1	33	9,423	7,673	4,057	20,678	4,632
		PŘEDSTAVA 2	33	10,206	7,695	3,486	38,510	6,807

Legenda: μ V-mikroVolt, n-počet platných hodnot, X-průměr, Med-medián, Min-minimum, Max-maximum, SD-směrodatná odchylka

Cílem výzkumu bylo zjistit, zda se mění bilaterální svalová aktivita m. biceps femoris, m. rectus femoris a m. erector spinae v klidu a při představě chůze před a po její realizaci v pozici ve stoji a v sedu.

Tabulka 3 Hladiny významnosti průměrné EMG aktivity měřených svalů ve stoji a v sedu

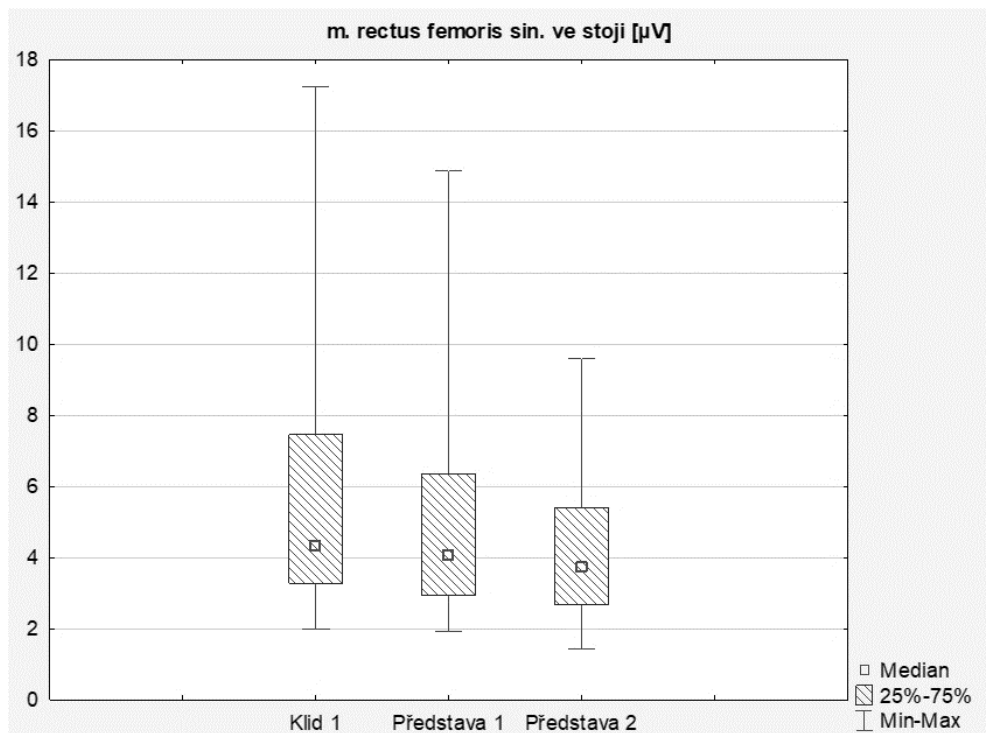
Sval	Pozice	n	p-hodnota
m. biceps femoris sin.	STOJ	34	0,43888
	SED	35	0,09072
m. biceps femoris dx.	STOJ	37	0,10329
	SED	37	0,02747
m. rectus femoris sin.	STOJ	34	0,00019 *
	SED	35	0,00002 *
m. rectus femoris dx.	STOJ	34	0,03203
	SED	35	0,00148
m. erector spinae sin.	STOJ	32	0,12323
	SED	33	0,08590
m. erector spinae dx.	STOJ	33	0,01482 *
	SED	33	0,56228

Legenda: n-počet platných hodnot, tučně zvýrazněná čísla – statisticky významná ($p < 0,05$), *-prokázán statisticky významný rozdíl Bonferroniho metodou ($p < 0,017$)

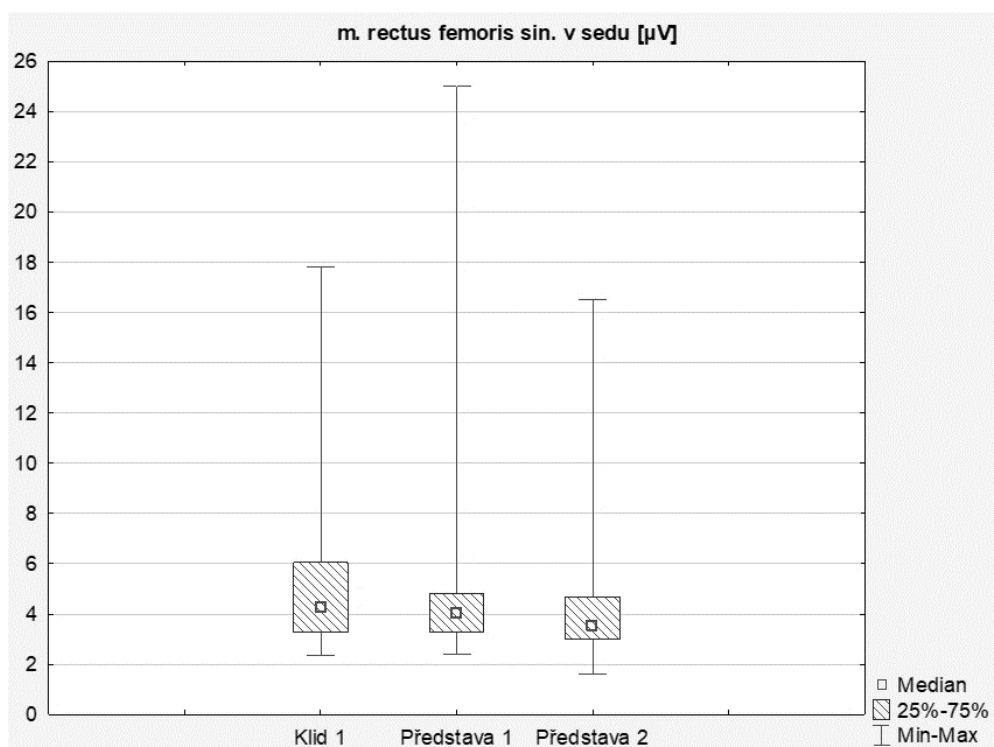
Z výsledků uvedených v tabulce 3 vyplývá, že u m. biceps femoris sin. nebyl ve zkoumaných situacích v žádné z pozic zjištěn signifikantní rozdíl v aktivitě svalu. Průkazná změna aktivity byla naopak statisticky dokázána u m. biceps femoris dx. v sedu, kde $p=0,02747$. Porovnání sledovaných situací Bonferroniho metodou nepoukázalo na významný rozdíl mezi konkrétní dvojicí situací. Ve stoji se u tohoto svalu statistická významnost neobjevila.

Statisticky významná byla prokázána bilaterální elektromyografická aktivita m. rectus femoris. V případě m. rectus femoris sin. (viz obrázek 4 a obrázek 5, s. 42), kde $p=0,00019$ ve stoji a $p=0,00002$ v sedu, byl z výsledků mnohonásobného porovnávání podle Bonferroniho metody zřejmý statisticky významný rozdíl v průměrných hodnotách mezi situacemi Klid 1 a Představa 2 ($p=0,005718$ ve stoji, $p=0,009242$ v sedu). Pro m. rectus femoris dx. (viz obrázek 6 a obrázek 7, s. 43), kde $p=0,03203$ ve stoji a $p=0,00148$ v sedu, nebyl Bonferroniho metodou dokázán statisticky významný rozdíl mezi jednotlivými situacemi.

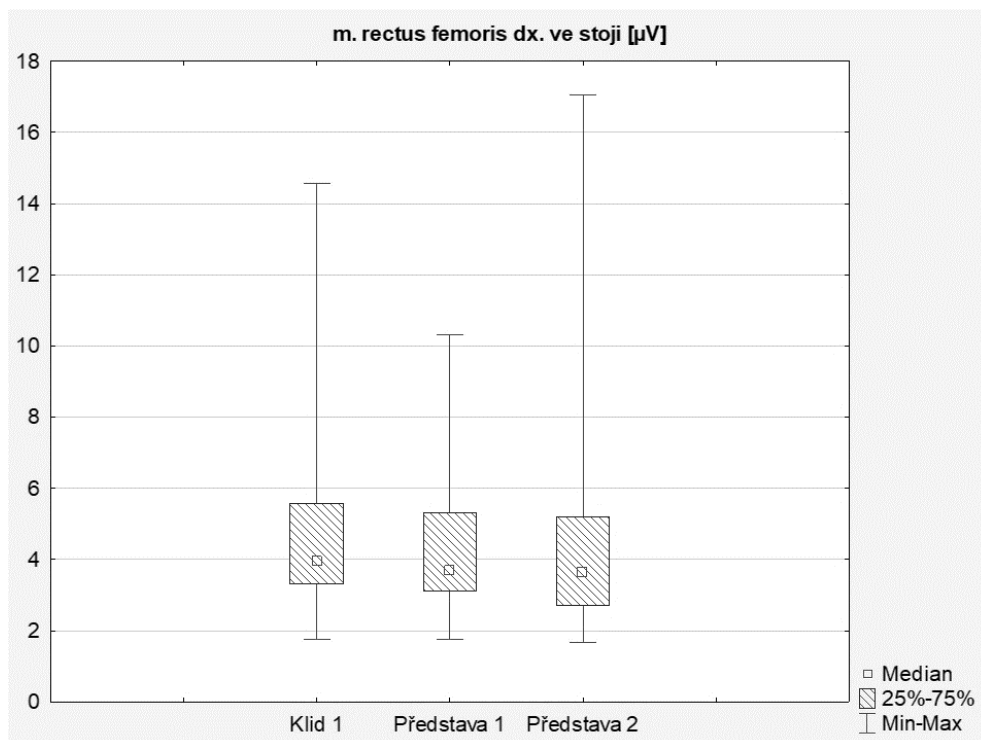
V případě průměrných hodnot elektromyografických aktivit m. erector spinae sin. nebyla hladina významnosti určena jako signifikantní, stejně tak jako u druhostranného m. erector spinae dx. v sedu. Naopak však byla statisticky významná aktivita prokázána u tohoto svalu ve stoji, $p=0,01482$, a zároveň mnohonásobné porovnání sledovaných situací Bonferroniho metodou poukázalo na významný vztah mezi situacemi Klid 1 a Představa2, jak tomu bylo i u výše uvedených svalů ($p=0,002319$).



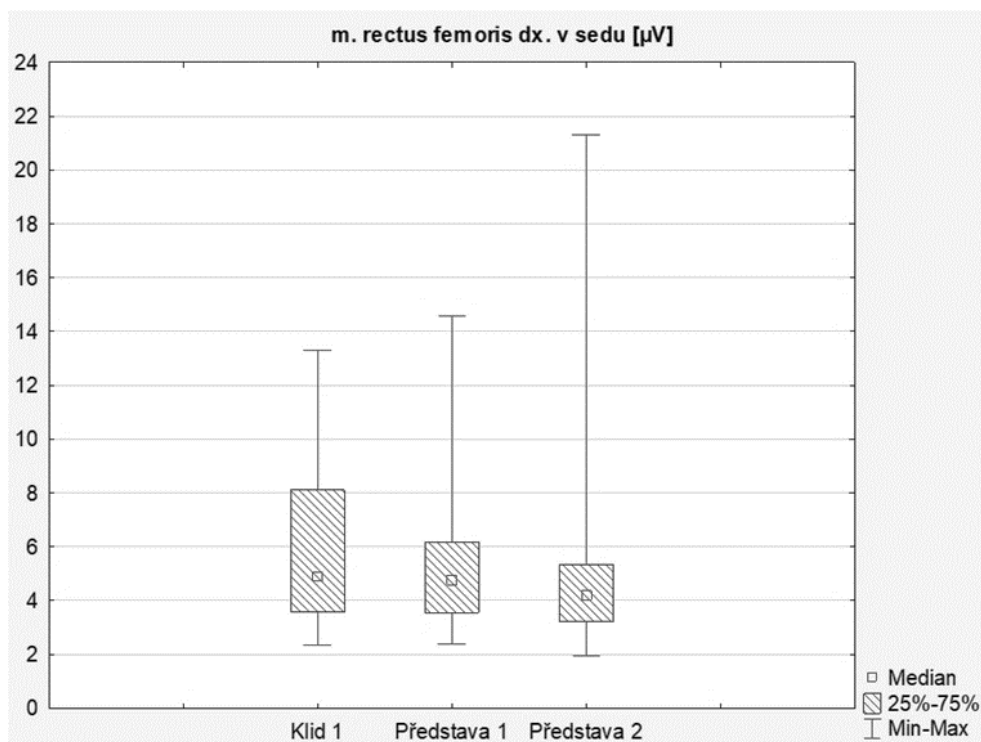
Obrázek 4 Průměrná aktivita m. rectus femoris sin. při sledovaných situacích ve stoji



Obrázek 5 Průměrná aktivita m. rectus femoris sin. při sledovaných situacích v sedu



Obrázek 6 Průměrná aktivita m. rectus femoris dx. při sledovaných situacích ve stoji



Obrázek 7 Průměrná aktivita m. rectus femoris dx. při sledovaných situacích v sedu

Tabulka 4 Hladiny významnosti maximální EMG aktivity měřených svalů ve stoji a v sedu

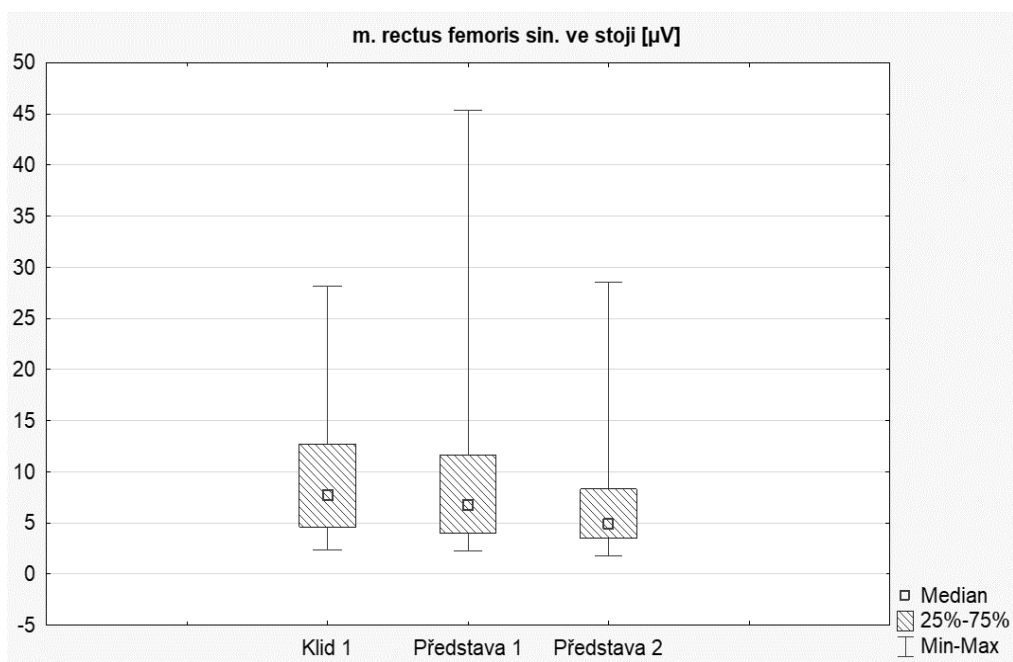
Sval	Pozice	n	p-hodnota
m. biceps femoris sin.	STOJ	34	0,53921
	SED	35	0,19621
m. biceps femoris dx.	STOJ	37	0,08098
	SED	37	0,05255
m. rectus femoris sin.	STOJ	34	0,00385 *
	SED	35	0,01127
m. rectus femoris dx.	STOJ	34	0,11015
	SED	35	0,03152
m. erector spinae sin.	STOJ	32	0,01111
	SED	33	0,22654
m. erector spinae dx.	STOJ	33	0,00859
	SED	33	0,52921

Legenda: n-počet platných hodnot, tučně zvýrazněná čísla – statisticky významná ($p < 0,05$), *-prokázán statisticky významný rozdíl Bonferroniho metodou ($p < 0,017$)

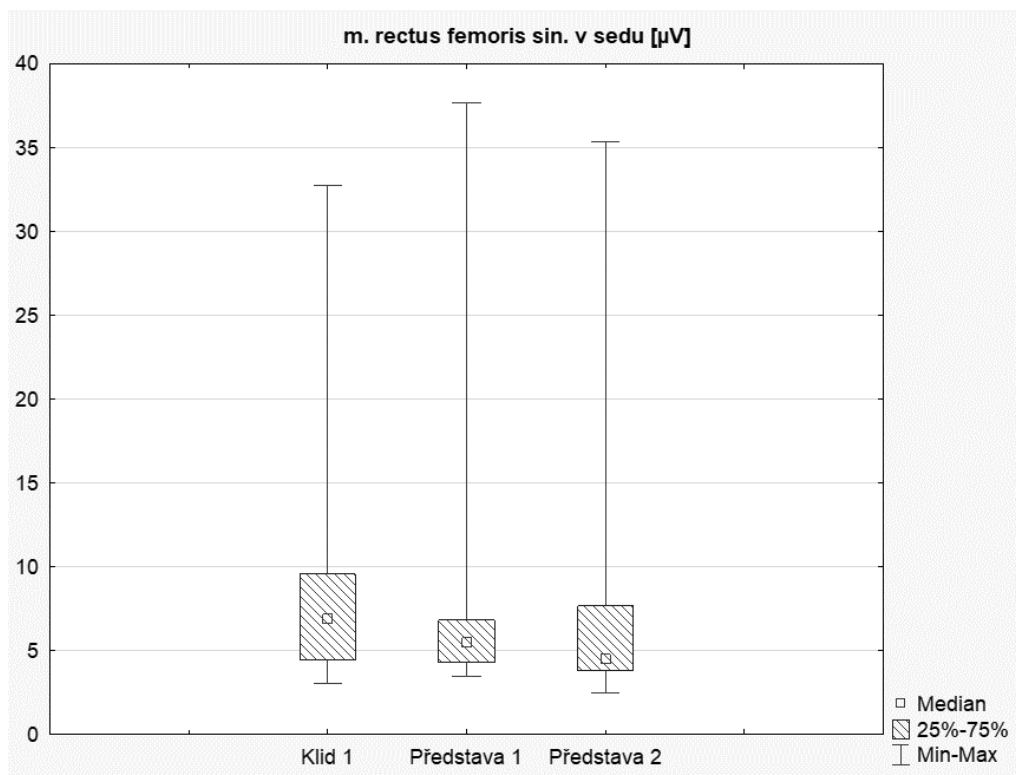
Z výsledků uvedených v tabulce 4 nebyl u m. biceps femoris obou stran zjištěn signifikantní rozdíl v aktivitě. U m. rectus femoris sin. (viz obrázek 8 a 9, s. 45) došlo k potvrzení statisticky významného rozdílu ve stoji, $p=0,00385$, a v sedu, $p=0,01127$, přičemž pro pozici ve stoji byl Bonferroniho metodou zjištěn statisticky významný rozdíl mezi situací Klid 1 a Představa 2 ($p=0,000763$).

Pro m. rectus femoris dx. ve stoji (viz obrázek 10, s. 46) nebyl prokázán signifikantní rozdíl v EMG aktivitě, pro polohu v sedu (viz obrázek 11, s. 46) ale pro tento sval hladina významnosti signifikantně klesla, $p=0,03152$. Z výsledků mnohonásobného porovnávání Bonferroniho metodou nebyl doložen v maximálních hodnotách mezi jednotlivými skupinami statisticky významný rozdíl.

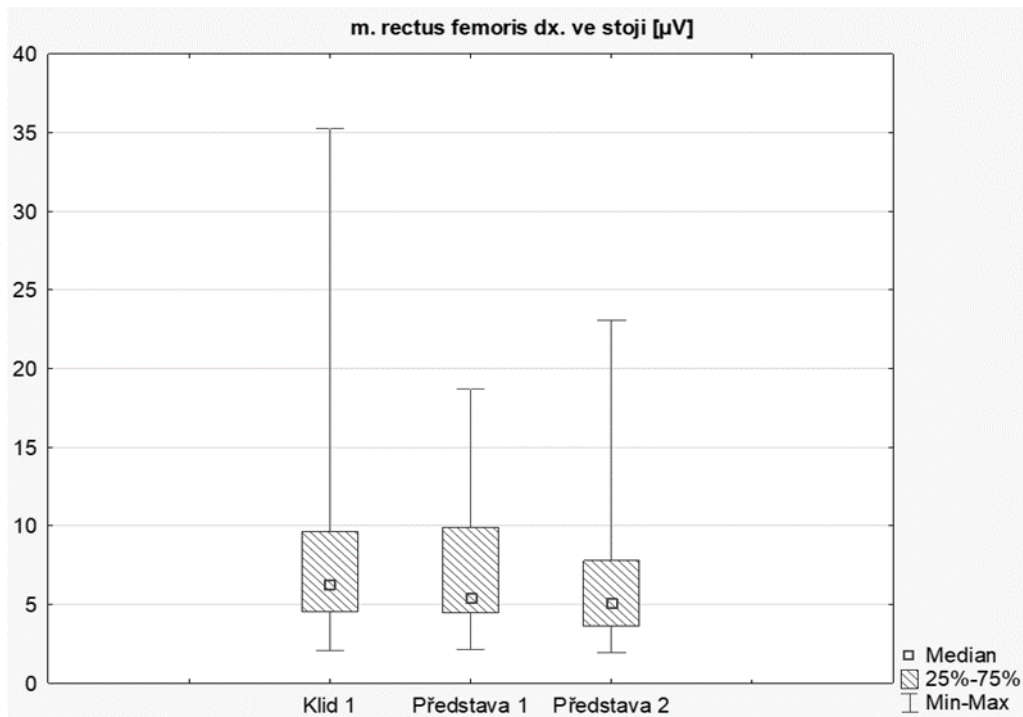
Pro m. erector spinae obou stran byla aktivita svalů v sedě statisticky nevýznamná, ve stoji se naopak prokázala statistická významnost, pro m. erector spinae sin. $p=0,01111$, a pro m. erector spinae dx. $p=0,00859$. Bonferroniho metodou mnohonásobného porovnávání nebyl pro tyto hodnoty zjištěn žádný významný rozdíl mezi sledovanými situacemi.



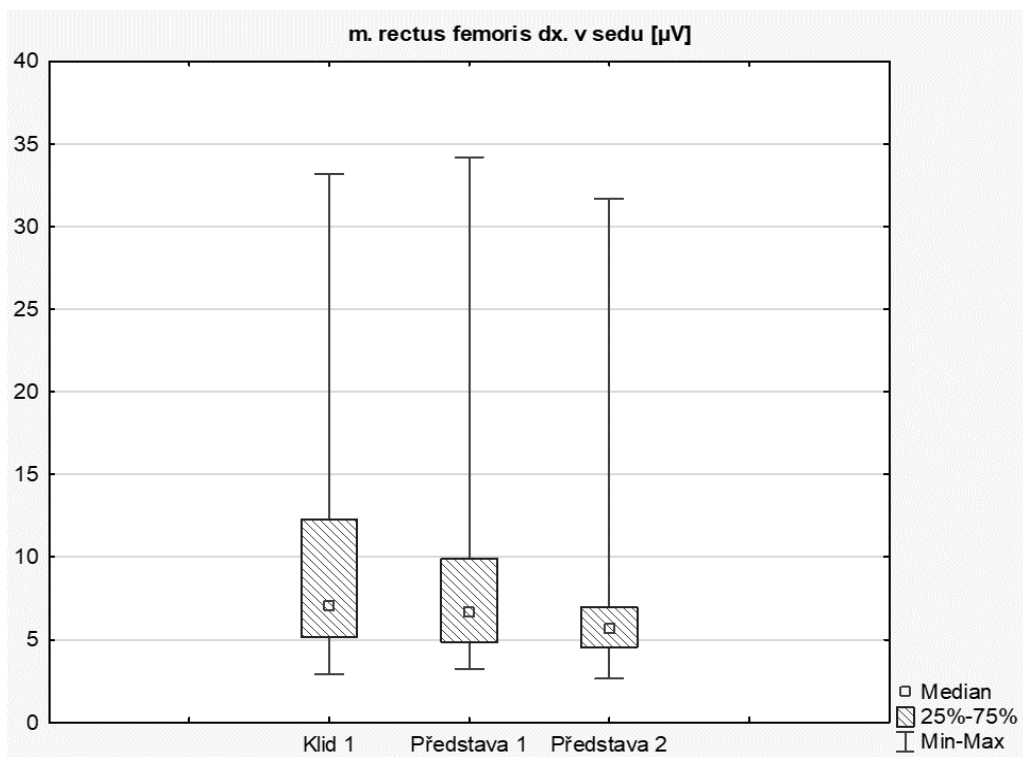
Obrázek 8 Maximální aktivita m. rectus femoris sin. při sledovaných situacích ve stoji



Obrázek 9 Maximální aktivita m. rectus femoris sin. při sledovaných situacích v sedu



Obrázek 10 Maximální aktivita m. rectus femoris dx. při sledovaných situacích ve stoji



Obrázek 11 Maximální aktivita m. rectus femoris dx. při sledovaných situacích v sedu

4.2 Výsledky posturálních výchylek

Záznamy z akcelerometrů, umístěných oboustranně na m. rectus femoris, byly zpracovány pro detekci případných statisticky významných změn posturálních výchylek ve stoji a v sedu za všech sledovaných situací. Data v tabulce (viz tabulka 5) zobrazují výsledky popisných statistik z naměřených záznamů.

Tabulka 5 Základní popisné statistiky naměřených posturálních výchylek

	Pozice	Situace	n	X	Med	Min	Max	SD
ROM LDK	STOJ	KLID 1	37	0,007026	0,006148	0,004624	0,01644	0,002870
		PŘEDSTAVA 1	37	0,006914	0,005873	0,004435	0,02646	0,003635
		PŘEDSTAVA 2	37	0,007569	0,006195	0,004258	0,02868	0,004373
	SED	KLID 1	36	0,006923	0,005946	0,004301	0,02556	0,003814
		PŘEDSTAVA 1	36	0,005308	0,005149	0,003870	0,00759	0,001005
		PŘEDSTAVA 2	36	0,005786	0,005169	0,004033	0,01645	0,002243
ROM PDK	STOJ	KLID 1	37	0,007446	0,006772	0,004987	0,01515	0,002549
		PŘEDSTAVA 1	37	0,006635	0,006340	0,004597	0,01242	0,001796
		PŘEDSTAVA 2	37	0,007686	0,006920	0,004645	0,02487	0,003357
	SED	KLID 1	36	0,006667	0,005873	0,004082	0,01978	0,003263
		PŘEDSTAVA 1	36	0,005824	0,005406	0,003730	0,00935	0,001401
		PŘEDSTAVA 2	36	0,006442	0,005889	0,004156	0,01930	0,002552

Legenda: n-počet platných hodnot, X-průměr, Med-medián, Min-minimum, Max-maximum, SD-směrodatná odchylka, ROM-range of motion, LDK-levá dolní končetina, PDK-pravá horní končetina

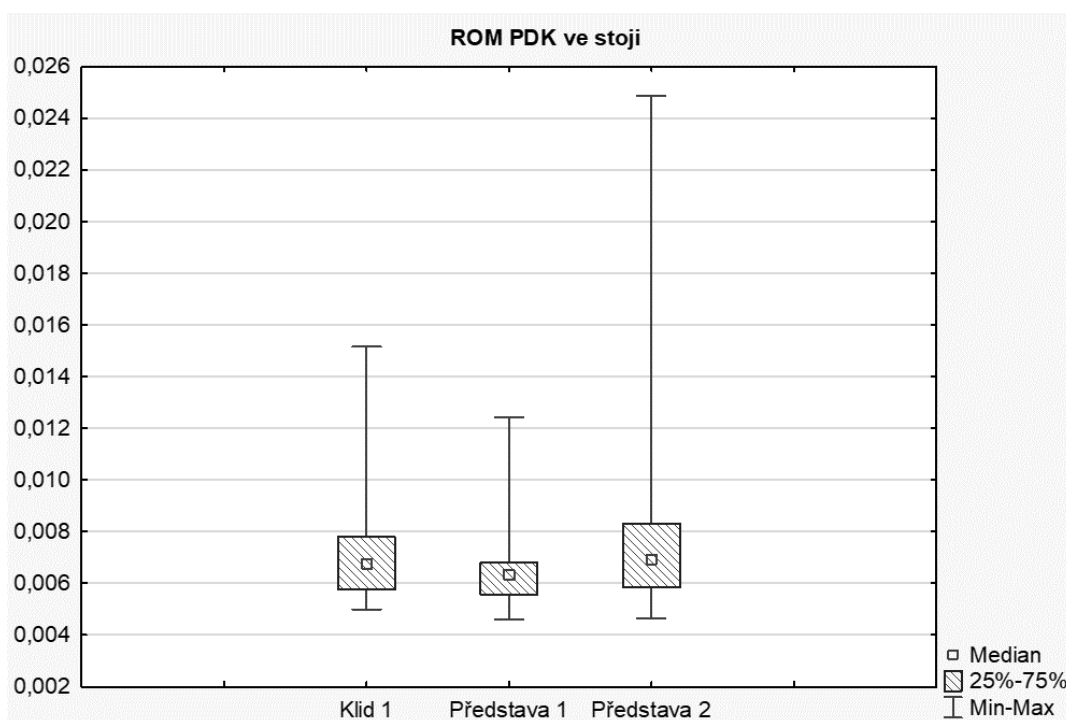
V programu Statistica byla testována významnost rozdílů hodnot z akcelerometrů, naměřených za stejných situací jako hodnoty u povrchové EMG.

Posturální výchylky (viz tabulka 6) pravé dolní končetiny ve stoji (viz obrázek 12, s. 48) i v sedu (viz obrázek 13, s. 48) nebyly prokázány jako statisticky významné, stejně jako výchylky levé dolní končetiny ve stoji (viz obrázek 14, s. 49). V sedu (viz obrázek 15, s. 49) byl potvrzen statisticky významný rozdíl pro levou dolní končetinu, **p=0,00525**, zároveň Bonferroniho metodou porovnání skupin byl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi situací Klid 1 a Představa 1 (p=0,008204).

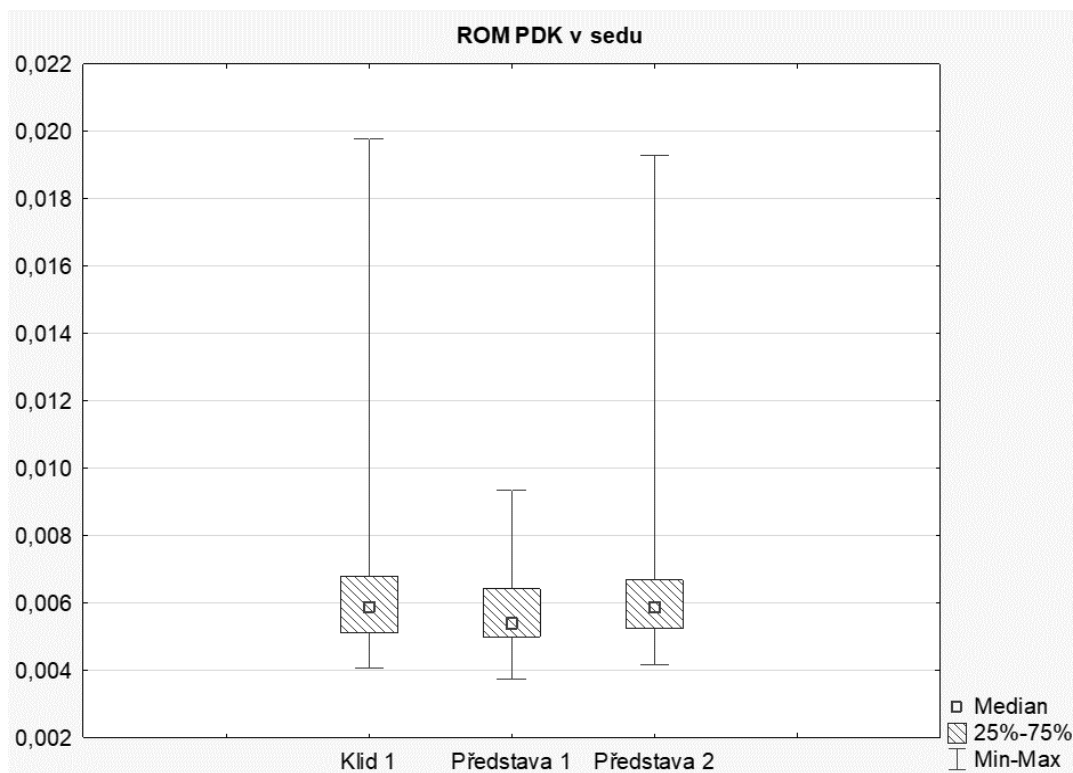
Tabulka 6 Hladiny významnosti ROM dolních končetin ve stoji a v sedu

	Pozice	n	p-hodnota
ROM LDK	STOJ	37	0,31281
	SED	36	0,00525
ROM PDK	STOJ	37	0,18219
	SED	37	0,55804

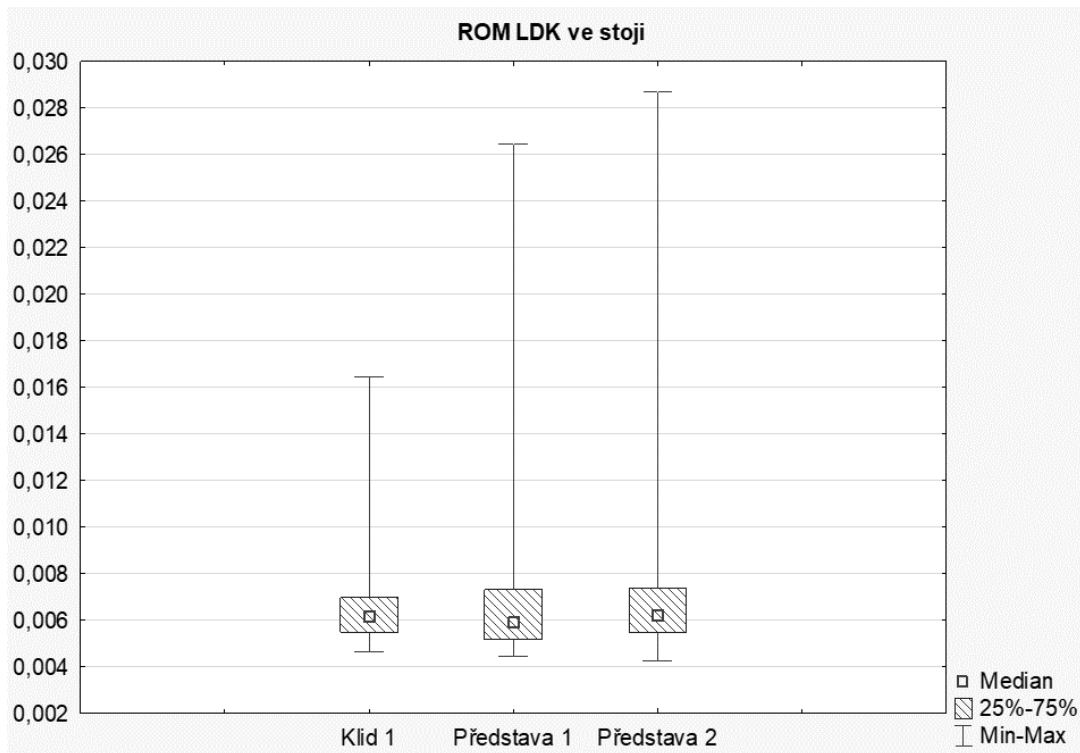
Legenda: n-počet platných hodnot, tučně zvýrazněná čísla – statisticky významná (p < 0,05), n-počet platných hodnot, ROM-range of motion, LDK-levá dolní končetina, PDK-pravá horní končetina



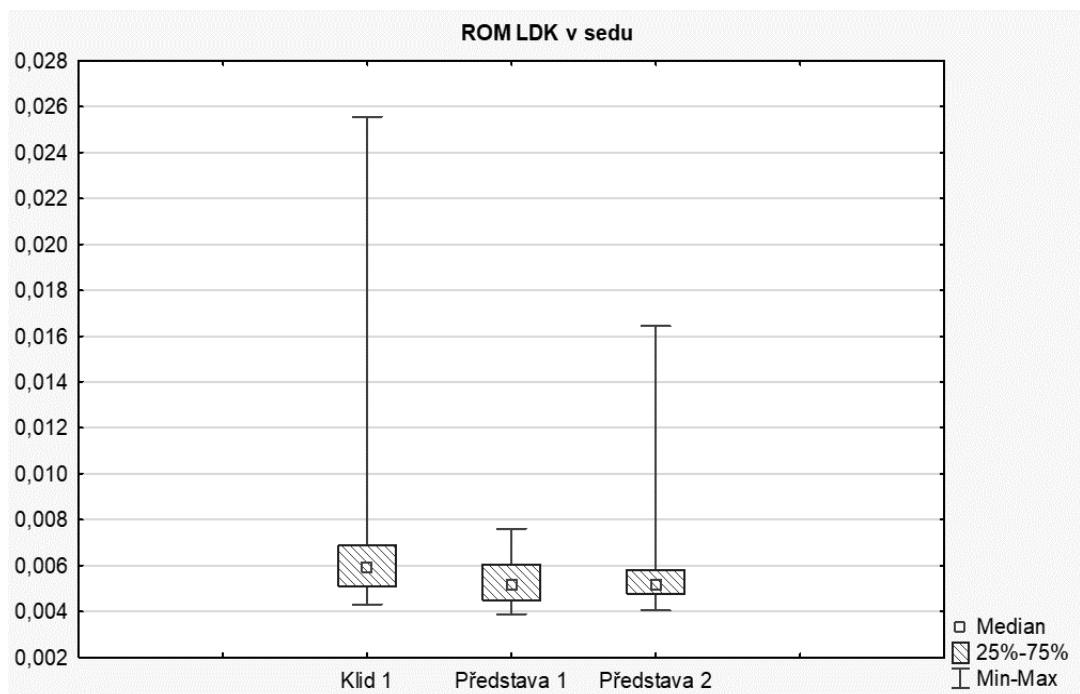
Obrázek 12 Posturální výchylky PDK při sledovaných situacích ve stoji



Obrázek 13 Posturální výchylky PDK při sledovaných situacích v sedu



Obrázek 14 Posturální výchylky LDK při sledovaných situacích ve stoji



Obrázek 15 Posturální výchylky LDK při sledovaných situacích v sedu

4.3 Vyjádření k hypotézám na základě výsledků statistického vyhodnocení

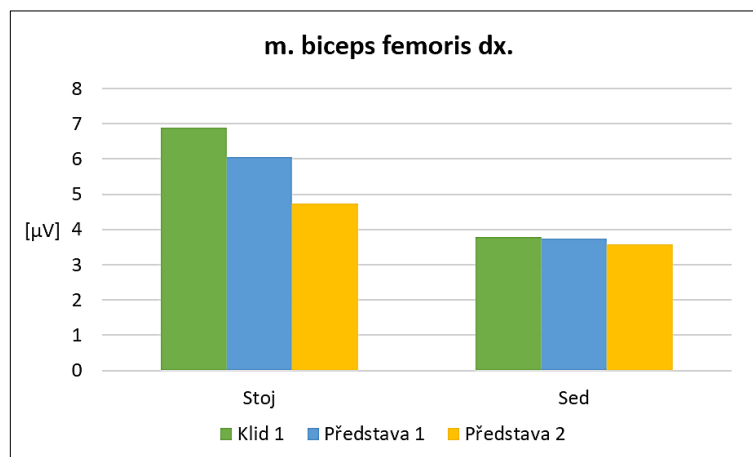
Hypotézu **H₀₁**: „Průměrná bilaterální aktivita *m. biceps femoris*, *m. rectus femoris* a *m. erector spinae* měřená v sedu a ve stoji v klidu, při představě chůze před její realizací a při představě chůze po její realizaci není rozdílná.“ lze zamítnout pro *m. biceps femoris* dx. v sedu ($p=0,02747$), *m. rectus femoris* sin. v sedu ($p=0,00002$, statisticky rozdíl byl prokázán mezi situacemi Klid 1 a Představa 2), a ve stoji ($p=0,00019$, statisticky rozdíl byl prokázán mezi situacemi Klid 1 a Představa 2), *m. rectus femoris* dx. v sedu ($p=0,00148$) a ve stoji ($p=0,03203$) a pro *m. erector spinae* dx. ve stoji ($p=0,01482$, statisticky rozdíl byl prokázán mezi situacemi Klid 1 a Představa 2).

Hypotézu **H₀₂**: „Maximální bilaterální aktivita *m. biceps femoris*, *m. rectus femoris* a *m. erector spinae* měřená v sedu a ve stoji v klidu, při představě chůze před její realizací a při představě chůze po její realizaci není rozdílná.“ lze zamítnout pro *m. rectus femoris* sin. ve stoji ($p=0,00385$, statisticky rozdíl byl prokázán mezi situacemi Klid 1 a Představa 2) a v sedu ($p=0,01127$), *m. rectus femoris* dx. v sedě ($p=0,03152$) a *m. erector spinae* sin. ($p=0,01111$) a *m. erector spinae* dx. ($p=0,00859$) ve stoji.

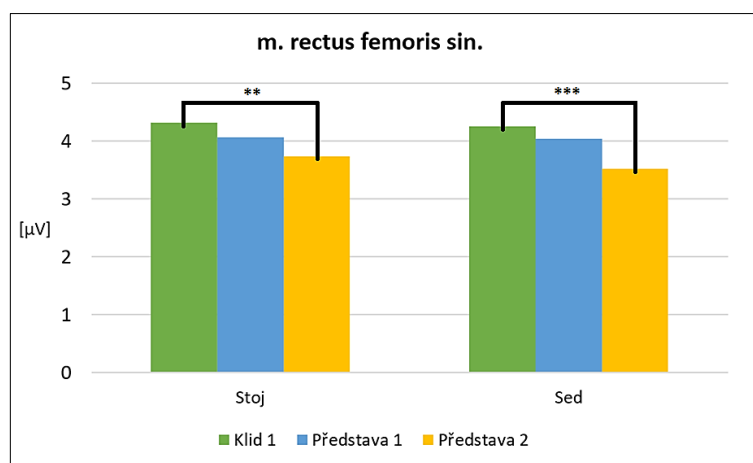
Hypotézu **H₀₃**: „Posturální výchylky se v klidu, při představě chůze před chůzí a při představě chůze po její realizaci neliší.“ lze zamítnout pro LDK v sedu, $p=0,00525$.

V následujících grafech jsou znázorněny mediány průměrné svalové aktivity *m. biceps femoris* dx. (viz obrázek 16, s. 51), *m. rectus femoris* sin. (viz obrázek 17, s. 51), *m. rectus femoris* dx. (viz obrázek 18, s. 51) a *m. erector spinae* dx. (viz obrázek 19, s. 52) v jednotlivých situacích v sedě a ve stoji.

Spojnice sloupců (viz obrázek 17, s. 51 a obrázek 19, s. 52) označuje statisticky významný rozdíl mezi danými skupinami určený mnohonásobným porovnáním s využitím Bonferroniho metody.

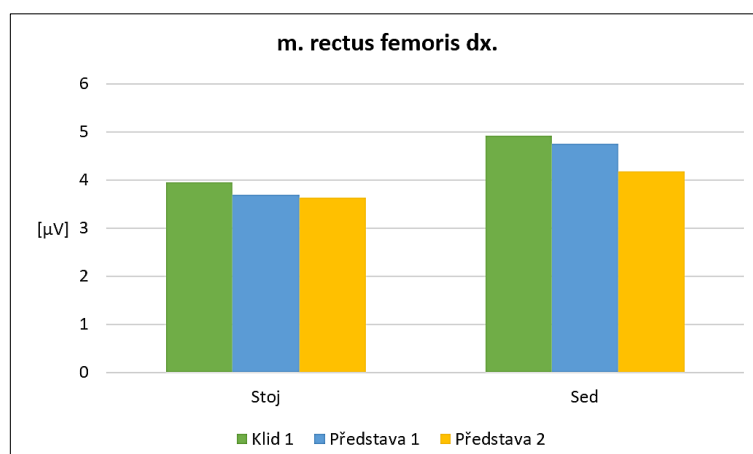


Obrázek 16 Průměrná aktivita m. biceps femoris dx. při sledovaných situacích v sedu a ve stoji

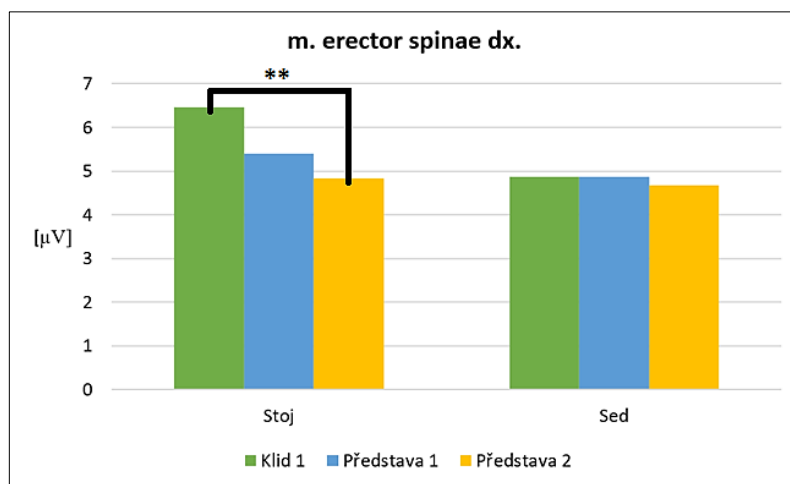


Obrázek 17 Průměrná aktivita m. rectus femoris sin. při sledovaných situacích v sedu a ve stoji

Legenda: **-p= 0,005718, ***-p=0,009242



Obrázek 18 Průměrná aktivita m. rectus femoris dx. při sledovaných situacích v sedu a ve stoji

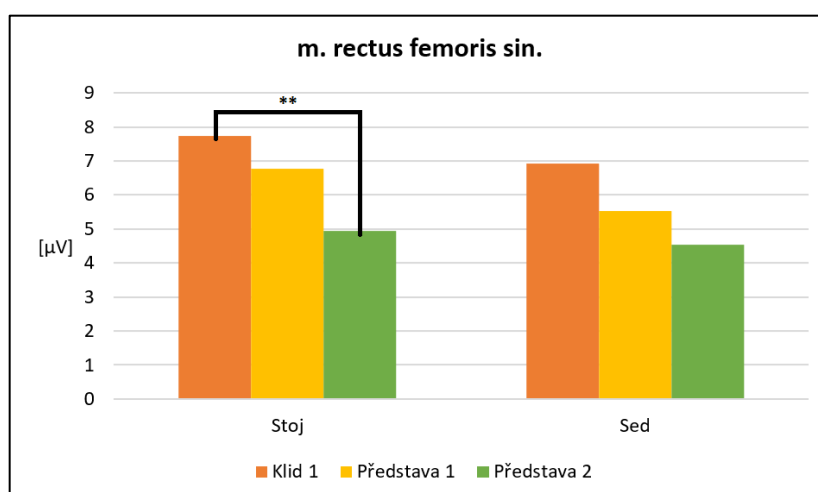


Obrázek 19 Průměrná aktivita m. erector spinae dx. při sledovaných situacích v sedu a ve stoji

Legenda: **- $p=0,002319$

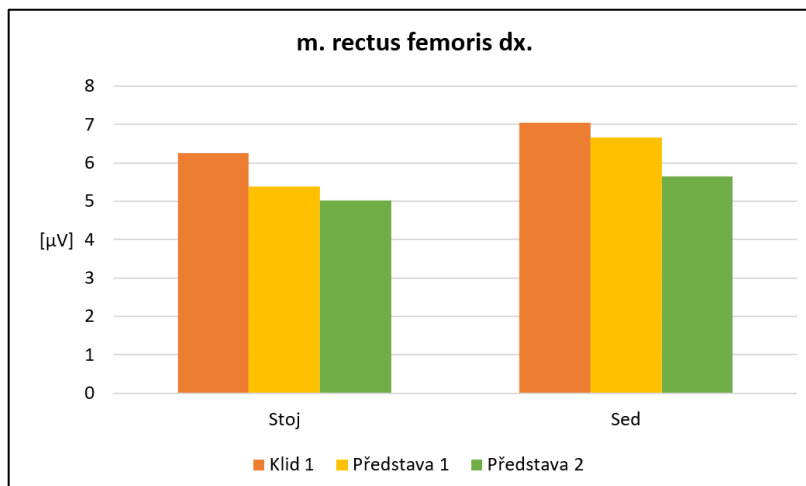
V níže vyobrazených grafech jsou znázorněny mediány maximální svalové aktivity m. rectus femoris sin. (viz obrázek 20), m. rectus femoris dx. (viz obrázek 21, s. 53), m. erector spinae sin. (viz obrázek 22, s. 53) a m. erector spinae dx. (viz obrázek 23, s. 53) v jednotlivých situacích v sedě a ve stoji.

Spojnice sloupců (viz obrázek 20) označuje statisticky významný rozdíl mezi danými skupinami určený mnohonásobným porovnáním s využitím Bonferroniho metody.

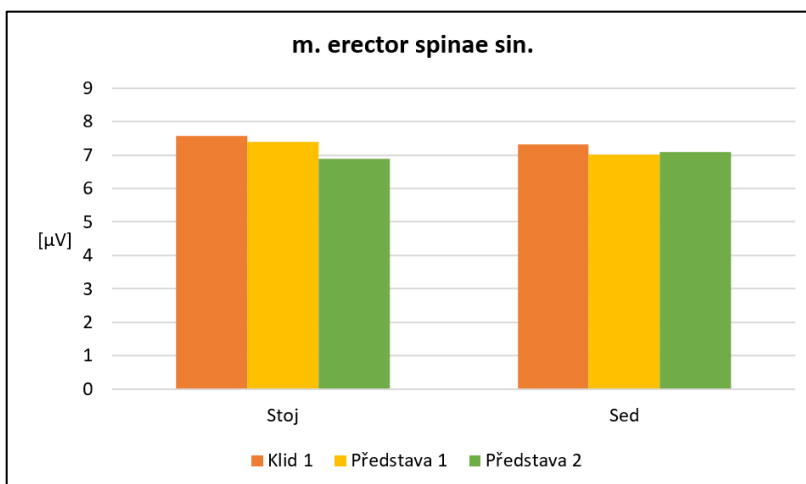


Obrázek 20 Maximální aktivita m. rectus femoris sin. při sledovaných situacích v sedu a ve stoji

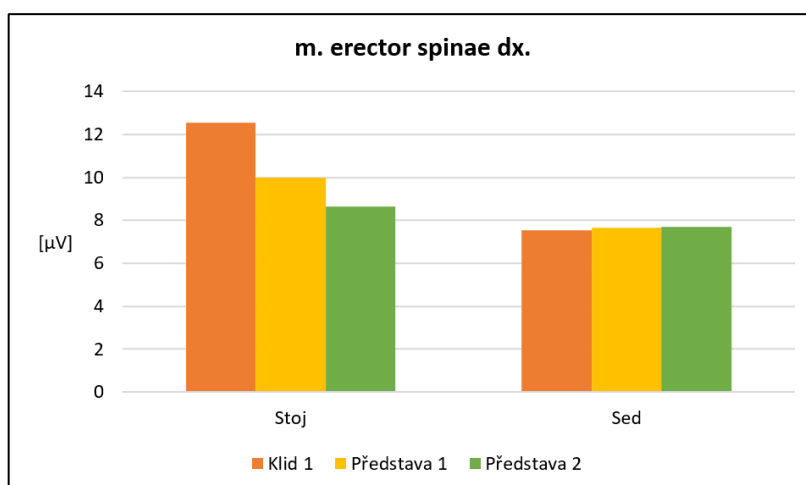
Legenda: **- $p=0,000763$



Obrázek 21 Maximální aktivita m. rectus femoris dx. při sledovaných situacích v sedu a ve stoji

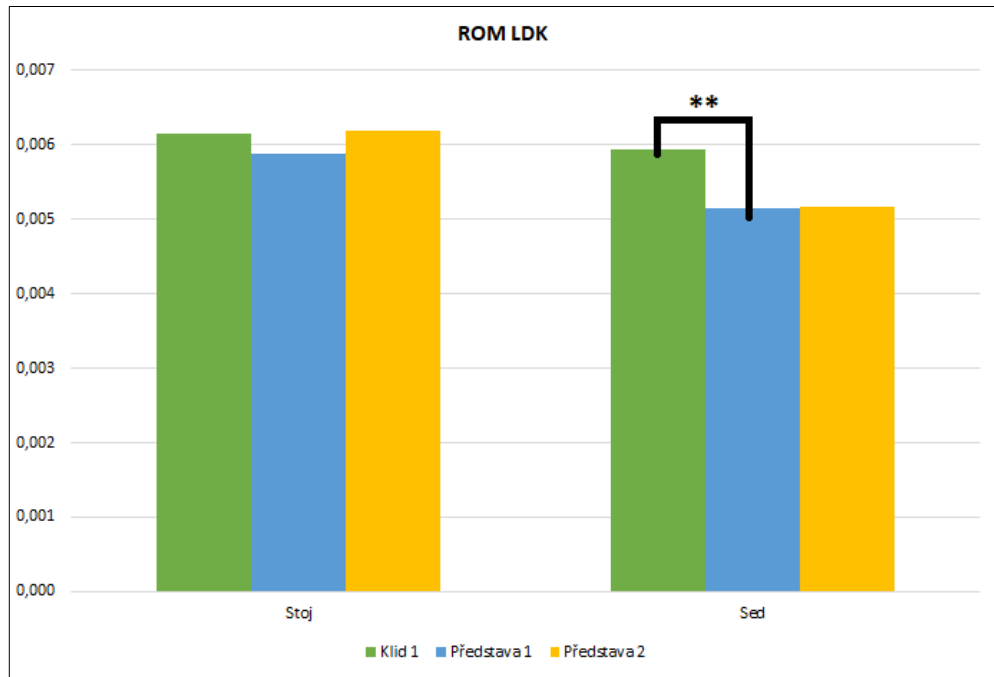


Obrázek 22 Maximální aktivita m. erector spinae sin. při sledovaných situacích v sedu a ve stoji



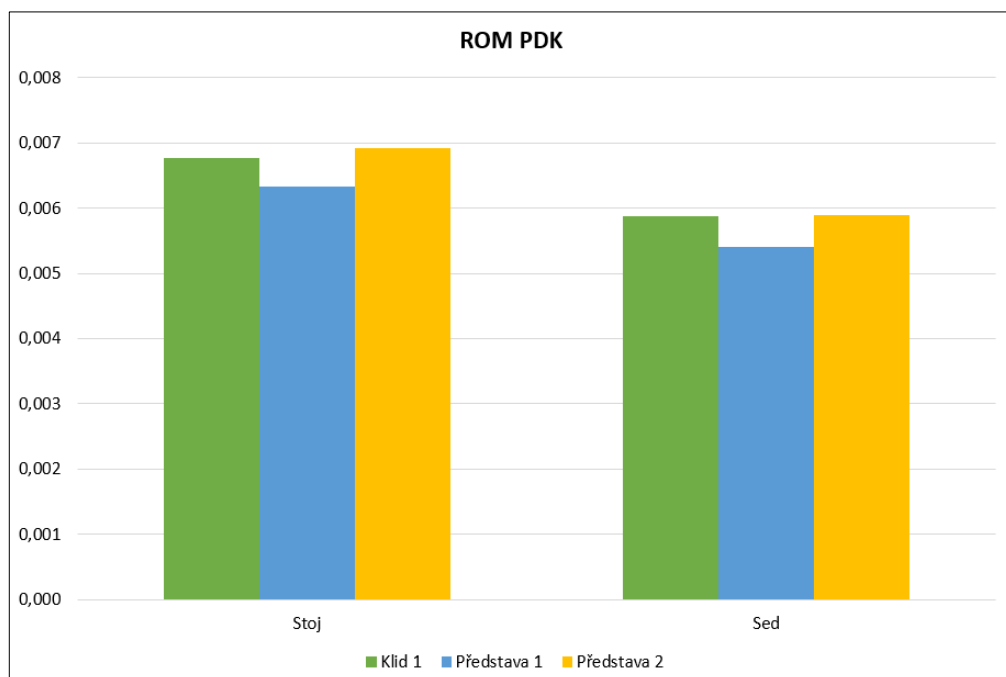
Obrázek 23 Maximální aktivita m. erector spinae dx. při sledovaných situacích v sedu a ve stoji

V grafech (viz obrázek 24 a obrázek 25) jsou znázorněny změny posturálních výchylek dolních končetin v sedu a ve stoji. Spojnice sloupců (viz obrázek 24) označuje statisticky významný rozdíl mezi situací Klid 1 a Představa 1 v sedu určený mnohonásobným porovnáním s využitím Bonferroniho metody.



Obrázek 24 Posturální výchylky LDK v sedu a ve stoji

Legenda: **- $p=0,008204$



Obrázek 25 Posturální výchylky PDK v sedu a ve stoji

5 Diskuse

Tato diplomová práce byla psána s cílem zjistit, zda se mění aktivita měřených svalů při představě chůze před a po její realizaci vzhledem ke svalové aktivitě v klidu, a případně zhodnotit míru posturálních výchylek a vliv pozice zaujaté při představě na sledovanou svalovou aktivitu.

Představa pohybu je aktivní dynamický proces, při kterém dochází k interní reprezentaci pohybu bez jakékoli známky jeho reálného vykonání. V praxi dochází v posledních letech k růstu využití motorické představy v rámci neurorehabilitace, sportovních tréninků nebo přípravy u hudebníků.

Imaginací pohybu dochází k oslovení motorických okruhů, které jsou aktivní při jeho provedení. Tento proces vede k utužení již zvládnuté motorické funkce nebo k vytvoření nových neurálních okruhů na základě motorického učení. Z obecného hlediska má trénink pohybu v představě pozitivní vliv na zmírnění pohybových deficitů, opětovné nabytí ztracených funkcí a zkvalitnění stávajících motorických stereotypů.

5.1 Změny svalové aktivity při představě pohybu

Vliv představy chůze na elektromyografickou aktivitu svalů zatím není zcela jasný. Jedním z důvodů je nízký počet publikovaných experimentů věnujících se této problematice. Pokud se studie chůzi a její představě věnují, jedná se ve většině případech o výzkum vlivu představy na aktivitu CNS bez sledování změn svalové aktivity. Měření EMG aktivity navíc mnoho publikovaných výzkumů nevyužívá pro hodnocení svalové aktivity a její změny vzhledem k představě pohybu, ale pouze pro důkaz nehybnosti sledovaných segmentů při probíhající představě (Lebon et al., 2008, s. 181).

V porovnání s chůzí je hojně zkoumán vliv představy pohybu na aktivitu svalů horních končetin. Jako jeden z prvních zkoumal vztah mezi svalovou aktivitou a představou pohybu v polovině dvacátého století Shaw (1940 in Dickstein et al., 2005, s. 475). Zjistil, že s představou zvedání závaží dochází k lineárnímu růstu svalové aktivity předloktí, a to v závislosti na představované hmotnosti závaží. Podobně navázali Bakker, Boschker a Chung (1996), kteří zkoumali vliv hmotnosti činky na oboustrannou svalovou aktivitu m. biceps brachii při představě jejího zvedání. Výsledkem výzkumu bylo zvýšení EMG aktivity při představě ve všech situacích, přičemž představa zvedání těžší činky vedla k nejvyšší naměřené svalové aktivitě (Bakker, Boschker a Chung, 1996, s. 313). V neposlední řadě, Guillot et al. (2007, s. 18) taktéž prokázali zvýšení EMG aktivity u devíti svalů horní končetiny (agonistů, synergistů, antagonistů a fixátorů) při představě zvedání činky s využitím různých typů

kontrakcí. Nárůst EMG aktivity zaznamenali také Oku et al. (2011, s. 987) ve své studii sledující reakci m. extensor carpi radialis na představu extenze zápěstí z pohledu první osoby.

I když je většina studií zkoumající efekt motorické představy zaměřena na pohyby horních končetin, publikovány byly také studie věnující se představě analytických pohybů končetin dolních. Ke zvýšení kortikospinální excitability vedla představa dorzální flexe nohy (Liepert a Neveling, 2009 in Mouthon et al., 2015, s. 536) i představa pohybu v kolenním kloubu (Tremblay et al., 2001 in Mouthon et al., 2015, s. 536).

Svalová aktivita provázející představu závisí na charakteru představovaného úkolu a jeho komplexnosti (Lebon et al., 2008, s. 182; de Lange, Roelofs a Toni, 2008, s. 495). Porovnání vlivu představy analytického a komplexního pohybu na svalovou aktivitu bylo předmětem zkoumání studie autorů Bakker et al. (2008). Hodnocen byl rozdíl motorických evokovaných potenciálů naměřených při představě izolované dorzální flexe nohy a chůze. Představou dorzální flexe došlo ke zvýšení měřených potenciálů u m. tibialis anterior a m. interosseus dorsalis pedis. Imaginace chůze prokázala změny motorických evokovaných potenciálů pouze u jedinců výrazně reagujících při představě dorzální flexe (Bakker et al., 2008, s. 2527). Na základě této studie lze tedy uvažovat, že představa volního pohybu a pohybu automatického aktivuje rozdílné oblasti CNS, a odlišně ovlivňuje svalovou aktivitu.

Motorická představa izolovaných pohybů vede ke zvýšení kortikospinální excitability. Komplexní a automatické úkony, jako je chůze, se zdají být v kortikospinálním systému bez výraznější odezvy (Mouthon et al., 2015, s. 536). Toto tvrzení je odpovídající vzhledem k účasti kortikospinálního systému při řízení chůze. Ačkoli je chůze ovlivněna impulzy z kortikální úrovně, které slouží k její modulaci na základě aferentních informací, rytmickou svalovou aktivitu flexorových a extenzorových skupin svalů dolních končetin vyvolávají CPGs.

Další studii věnující se komplexnímu pohybu publikovali Lemos, Rodrigues a Vargas (2014, s. 101). Představa zvednutí se na špičky nevedla v jejich výzkumu k signifikantním změnám aktivity m. gastrocnemius lateralis. Dickstein et al. (2005), sledující aktivitu m. gastrocnemius medialis a m. rectus femoris, při představě stejného pohybu naopak zjistili její signifikantní zvýšení u 6 z 15 pacientů alespoň u jednoho svalu. Tyto aktivity byly ale nízkých hodnot, a podle autorů tedy nevypovídají o obecném vlivu představy na svalovou aktivitu (Dickstein et al., 2005, s. 481).

Mouthon et al. (2015, s. 540–541) ve své studii věnující se představě úkolů zaměřených na rovnováhu neprokázali žádné významné změny modulace elektromyografické aktivity m. soleus a m. tibialis anterior.

Z výše uvedených studií vyplývá již v úvodu zmíněný rozdíl v reakci svalů na motorickou představu různých typů sledovaných pohybů. V případě většinou analytických volných pohybů horních a dolních končetin dochází v převažující části studií s jejich představou k růstu aktivity svalů, které by se při vykonání pohybů reálně zapojily.

Studie věnující se představě pohybů komplexních, včetně chůze, a jejich vlivu na svalovou aktivitu, mají rozporuplné výsledky, které se v mnoha případech liší. Pro získání dalšího náhledu na představu chůze a jejího vlivu na svalovou aktivitu je tato práce zaměřena právě na tuto problematiku.

5.2 Snížení svalové aktivity jako reakce na představu pohybu

První a druhá hypotéza této práce sledují změny maximální a průměrné aktivity měřených svalů v reakci na představu chůze, a to v klidu, při představě chůze před její realizací a bezprostředně po její realizaci v pozici v sedu a ve stoji.

Jak již bylo zmíněno, většina experimentů věnujících se motorické představě pohybu prokazuje zvýšení EMG aktivity při představě v porovnání s klidem. Z výsledků této práce je však patrný všeobecný trend k postupnému snižování EMG aktivity při představě chůze, a to co se týče průměrných i maximálních hodnot svalových aktivit.

Z obrázků 16–19 (s. 51–52) je zřejmý postupný pokles průměrné aktivity svalů během představy chůze před a po realizaci chůze v porovnání se svalovou aktivitou v klidu. Statisticky významných výsledků prokazujících snížení svalové aktivity bylo dosaženo u m. rectus femoris sin. (viz obrázek 17, s. 51) a dx. (viz obrázek 18, s. 51) v obou pozicích., m. biceps femoris dx. v sedu (viz obrázek 16, s. 51) a m. erector spinae dx. ve stoji (viz obrázek 19, s. 52).

Z obrázků 20–23 (s. 52–53) lze vypožorovat průběh maximální svalové aktivity během představy chůze před a po realizaci chůze v porovnání se svalovou aktivitou v klidu. Statisticky významné snížení svalové aktivity bylo prokázáno u m. rectus femoris sin. v obou pozicích (viz obrázek 20, s. 52), m. rectus femoris dx. v sedu (viz obrázek 21, s. 53) a u m erector spinae sin. (viz obrázek 22, s. 53) a dx. (viz obrázek 23, s. 53) ve stoji. Zajímavý je průběh aktivity těchto svalů v sedu, kdy u m. erector spinae sin. byla nejvyšší aktivita klidová, která se s první představou snížila, a při představě chůze po její realizaci vzrostla. V případě m. erector spinae dx. se svalová aktivita dokonce postupně zvyšovala. Ačkoli rozdíly mezi těmito svalovými aktivitami ve sledovaných situacích byly zanedbatelné, jejich vývoj je zcela odlišný od všech ostatních, kde je vždy patrná tendence k postupnému snížení EMG aktivity. Tento jev může být vysvětlen posturální funkcí svalů, jejichž aktivita zabraňuje možným posturálním výchylkám.

S rostoucí délkou měření mohly být na tyto svaly kladeny vyšší nároky, což se mohlo projevit právě zvýšením svalové aktivity.

V této době není mnoho publikovaných studií, které by se věnovali průzkumu vývoje svalové aktivity při představě chůze. Peikenkamp a Stief (2012, s. 246) se ve svém výzkumu představě chůze věnovali, avšak výsledky byly rozporuplné, studie prokázala nesystematický vliv představy chůze na svaly dolních končetin.

Jeden z mála podobných experimentů publikovali Kolářová et al. (2016, s. 415–416), sledující EMG aktivitu proximálních i distálních svalů dolních končetin při představě chůze s rytmem 110 úderů za minutu. U proximálních svalů dolních končetin (m. biceps femoris, m. rectus femoris) došlo při představě chůze ve stoji ke statisticky významnému zvýšení jejich aktivity, tedy opačné reakci než v případě našeho měření. Rozdílovým faktorem může být v tomto případě zmíněné přidání rytmu do představy. V sedě pak Kolářová et al. (2016) prokázali statisticky významné snížení aktivity proximálních svalů (m. semitendinosus a m. biceps femoris), souhlasně s výsledky publikovanými v této práci. Konstantní výsledky ve studii Kolářové et al. prokázala svalová aktivita distálních svalů, která se statisticky významně snížila v sedu (m. gastrocnemius med., m. gastrocnemius lat., m. tibialis anterior) i ve stoji (m. gastrocnemius lat., m. tibialis anterior) (Kolářová et al., 2016, s. 420).

Elektromyografická aktivita měřená povrchovým EMG reflektuje snahu neurálního systému o vykonání pohybu, jelikož EMG signál je obvykle proporcionálně velký jako úroveň aktivace motorických jednotek (Richards, 2008, s. 129). Pokles svalové aktivity v této práci tedy znamená sníženou úroveň aktivace motorických jednotek probíhající s představou chůze v porovnání s klidem. Podobných výsledků dosáhli ve své studii Kato et al. (2015, s. 39), kteří sledovali reakci svalů na představu cílené relaxace svalů ruky a předloktí. Z měření motorických evokovaných potenciálů vzešlo jejich snížení, které odpovídá snížení kortikospinální excitability spojené s relaxací (Kato et al., 2015, s. 43–44).

K inhibici svalové aktivity může dojít působením na kortikální a spinální úrovni nebo na úrovni mozku kmene (Jeannerod, 2006, s. 355). Na spinální úrovni probíhá presynaptická inhibice, která redukuje množství neurotransmiterů uvolněných na presynaptické zakončení Ia axonu, což vede ke snížení EMG aktivity (Bonnet et al., 1997 in Kolářová et al., 2016, s. 423; Brooke et al., 1997 in Kolářová et al., 2016, s. 423).

Určitou mírou může reakci svalů na představu pohybu ovlivnit také schopnost představy. Živost a kvalita představy jsou úzce spojené s rozsáhlejší aktivací kortikospinálních drah. Jediníci s vyšší schopností motorické představy pohybu by tedy měly prokazovat významnější růst svalové aktivity, a naopak (Lacey a Lawson, 2013, s. 102–103; van der Meulen et al., 2012,

s. 212). V případě našeho výzkumu byla schopnost představy pohybu testována MIQ-R dotazníkem. Jeho vyplnění a dosažení dobrých výsledků bylo kritériem pro zařazení probandů do studie. Z tohoto důvodu lze špatnou schopnost představy pohybu jako možný ovlivňující faktor vedoucí ke snížení svalové aktivity vyloučit.

Jedním z argumentů poklesu svalové aktivity by mohla být přemíra úsilí probandů k potlačení případného volního pohybu (Lotze a Cohen, 2006, s. 137). V neposlední řadě by mohly být výsledky experimentu ovlivněny vyčerpáním probandů z důvodu dlouho probíhajícího měření. Mentální únava pak vede ke zvýšení času potřebného pro představu i provedení pohybu (Rozand et al., 2016, s. 67). Tento fakt lze ale pro náš experiment vyloučit, jelikož ke statisticky významným změnám svalové aktivity docházelo za všech pozorovaných situací a probandi žádnou subjektivní únavu nezmiňovali.

Dalším faktorem ovlivňujícím svalovou aktivitu při představě pohybu může být umístění sledovaných svalů. Slimani et al. (2016, s. 445) ve své studii prokázal významnější zvýšení svalové síly po tréninku v představě u distálních svalů v porovnání s proximálními. Na základě těchto výsledků lze tedy předpokládat, že představa pohybu má větší vliv na distální svaly, což potvrdila také studie Kolářové et al. (2016, s. 420), která se věnovala vlivu představy rytmické chůze na aktivitu svalů dolních končetin. Zatímco distální svaly projevily konstatní snížení aktivity v sedu i ve stoji, aktivita proximálních svalů byla proměnlivá (Kolářová et al., 2016, s. 420). Všechny svaly, jejichž aktivita byla v naší práci snímána, lze označit za svaly proximální. Prokázané snížení svalové aktivity v sedu i ve stoji rozporuje výše uvedené tvrzení a vypovídá o významném vlivu představy na proximální svaly.

5.2.1 Aktivita centrálního nervového systému při představě chůze

Snížení svalové aktivity by mohlo být způsobeno samotným řízením chůze, jelikož se jedná o složitý neurální mechanismus závislý na vzájemné interakci mezi činnostmi CPGs a supraspinálních center (Malouin a Richards, 2010, s. 248).

Chůze je komplexní pohyb, jehož exekuce a představa aktivují velkou část shodných korových oblastí. Rozdíl v jejich zapojení je podle tvrzení některých autorů dán jen mírou jejich aktivity, jelikož je představa pohybu obecně považována za součást plánovaného pohybu (Dacety et al., 1994 in Stevens, 2005, s. 331; Miyai et al., 2001 in van der Meulen et al., 2012, s. 2; Solodkin et al., 2004, s. 1246–1255).

Oblastmi aktivními při představě a realizaci chůze jsou primární motorická oblast, suplementární motorická oblast, parietální oblasti, premotorická korová oblast, primární a sekundární somatosenzorická oblast, bazální ganglia (incl. caudatus a putamen), mozkový

kmen a mozeček (Hétu et al., 2013, s. 942; van der Meurlen et al., 2012, s. 2, 12; Solodkin et al., 2004, s. 1246–1255; Bakker et al., 2008, s. 998). Podle studie Solodkina et al. (2004, s. 1246–1255) dochází při exekuci chůze v porovnání s kinestetickou představou k navýšení jejich aktivity.

S představou chůze dochází k vyšší potřebě jejího plánování, než jak je tomu při jejím reálném vykonání. Programování a simulace chůze probíhá v suplementární motorické oblasti. Odtud se pak prostřednictvím bazálních ganglií a mezencefalické lokomoční oblasti naprogramovaný plán dostává descendentně přes retikulární formaci mozkového kmene do spinální míchy (la Fougère et al., 2010, s. 1596–1597).

Primární motorická oblast je při představě pohybu v porovnání s jejím vykonáním v útlumu, jelikož nedochází k uskutečnění motorických programů. Je označována za bránu motorických příkazů; její činností je při motorické imaginaci zřejmě zpracování informací o externích podmínkách a změnách pohybu, zároveň se senzoryckým zpracováním informací pro přípravu na případný pohyb (Sharma et al., 2008, s. 97; Hanakawa et al., 2003, s. 997). Tato oblast je somatotopicky uspořádána, její ventrální část se účastní větší mírou exekuce pohybu, dorzální část je více zapojena do kognitivních funkcí (Binkofski et al., 2002 in Sharma et al., 2008, s. 92; Johansen-Berg, 2002 in Sharma et al., 2008, s. 92). Jelikož představa pohybu nezahrnuje jeho vykonání, mohlo by být předpokládáno, že představy pohybu se účastní jen její zadní část, ale to své studii Sharma et al. (2008, s. 92) vyvrátili. Aktivita této oblasti při představě pohybu neznamena nedetekovaný pohyb, ale vyhodnocování okolních podmínek pro jeho případné vykonání.

Suplementární motorická oblast je zahrnuta do iniciace, programování a simulace komplexních volných motorických úkonů, kontroly jejich časoprostorového průběhu a aktualizace motorických plánů (Roland et al., 1980 in van der Meulen et al., 2012, s. 12; Shibasaki et al., 1993 in van der Meulen et al., 2012, s. 12; Solodkin et al., 2004, s. 1246–1255; Rokyta, 2015, s. 528). Aktivita této somatotopicky organizované oblasti je obecně označována za jednu z nejdůležitějších při představě pohybu (van der Meulen et al., 2012, s. 12). Společně s činností kůry parietálního laloku při představě zabraňuje exekuci skutečného pohybu inhibičním vlivem na primární motorickou oblast. Další funkcí této oblasti je nejspíše zvýšení kortikospinální excitability a svalového tonu při představě pohybu, jelikož má shodně jako primární motorická oblast a premotorický kortex k dispozici přímé projekce do míchy cestou tr. corticospinalis anterior (Solodkin et al., 2004, s. 1246–1255; Rokyta et al., 2015, s. 528).

Z těchto informací vyplývá očekávané zvýšení svalové aktivity při představě pohybu, ke kterému však v našem experimentu nedošlo. Činnost CPGs je ale do jisté míry modulována

aferentním tokem senzoričických informací z receptorů dolních končetin. Aktivita distálních svalů dolních končetin je při chůzi bez výraznějších nároků na posturální kontrolu ve velké míře závislá na propioceptivních informacích z periferie (Harkema et al., 1997 in Kolářová et al., 2016, s. 422). Je tedy možné, že motoneurony svalů dolních končetin nezískávají při představě chůze ve stoji či v sedu dostatek facilitačních vstupů, což může mít za následek snížení svalové aktivity v porovnání s jejím očekávaným růstem.

5.2.2 Vliv prožitku pohybu na svalovou aktivitu při jeho představě

Jak již bylo v metodice výzkumu zmíněno, veškeré statisticky významné rozdíly svalových aktivit v této práci byly podrobeny mnohonásobným porovnáním Bonferroniho metodou. V případech, kdy byl prokázán statisticky významný rozdíl mezi dvěma z porovnávaných tří situací, se jednalo vždy o situaci Klid 1 a situaci Představa 2. Významný rozdíl v porovnání s klidovou svalovou aktivitou byl prokázán tedy při představě chůze až po jejím skutečném vykonání.

V případě průměrné EMG aktivity byl tento rozdíl prokázán u m. rectus femoris sin. ve stoji a v sedu a m. erector spinae dx. ve stoji, v případě maximální EMG aktivity byl významný rozdíl zjištěn u m. rectus femoris sin. ve stoji.

Výsledky této práce podporují tvrzení, že s provedením pohybu před započítáním jeho představy dochází k facilitaci neurální aktivity, a tím zlepšení schopnosti představit si pohyb. Reálné provedení představovaného pohybu, následované jeho představou, má významný vliv na svalovou aktivitu, zvyšuje živost představy, a mělo by dosahovat i nejvýraznějšího efektu v rehabilitaci (Wriessnegger et al., 2014, s. 2, 7; Kolářová et al., 2016, s. 41).

Určitý vliv na svalovou aktivitu má motorická paměť (krátkodobá či dlouhodobá), která představu po vykonání pohybu usnadňuje (Malouin a Richards, 2010, s. 242). Obecná zkušenost s představovaným pohybem vede k významnějším změnám svalové aktivity (Mulder, de Vries a Zijlstra 2005, s. 346). V případě chůze se však jedná o automatizovaný pohyb, který je všem zdravým jedincům shodně známý a shodně jimi využívaný v každodenním životě.

Měření EMG aktivity bylo v této práci doplněno o hodnocení subjektivních pocitů obtížnosti představy probandů na škále od 1 (velmi obtížné) do 4 (velmi snadné). Tato data nebyla statisticky zpracována, sloužila pouze jako údaj k porovnání osobní náročnosti a výsledků naměřených EMG aktivit. Účastníci našeho experimentu potvrdili subjektivní snižování náročnosti představy chůze s postupem měření. Iniciální představu před vykonáním chůze označovali za nejnáročnější, s kinestetickým vjemem se obtížnost druhé představy

snížila. Tento obecný trend, tedy postupné snižování subjektivní náročnosti, se mohl projevit diskutovaným snížením svalové aktivity, jelikož s vlastní zkušeností klesá nutnost rozsáhlého plánování pohybu.

Chůze jako automatický a komplexní pohyb za normálních podmínek nevyžaduje mentální úsilí. Představa chůze mohla být tedy subjektivně obtížná, jelikož vyžaduje soustředění, které součástí její exekuce nebývá. Reálné vykonání chůze a její motorická představa sdílí podobně jako všechny pohyby shodné neuronální okruhy. Provedením chůze dochází k oslovení a oživení daných okruhů, které lze pak s následnou představou snadněji aktivovat.

Určitý vliv na subjektivní obtížnost první představy chůze mohla mít neznalost terénu, ve kterém si jedinci chůzi měli představovat. I když jim chodba byla před představou chůze ukázána, jednalo se o vizuální vjem, který nemusel být pro kvalitní kinestetickou představu dostačující. Získáním zkušenosti chůze v představovaném terénu pak schopnost představy vzrostla, jelikož kinestetický prožitek je v porovnání s vizuálním silnější.

V návaznosti na předchozí podkapitolu je také vhodné zmínit funkci parietální oblasti, aktivní při představě pohybu. Jedná se o asociační korovou oblast zpracovávající aferentní somatosenzorické a zrakové informace, které jsou po předání do prefrontální, premotorické a suplementární motorické oblasti potřebné pro vytvoření adekvátního plánu v CNS vedoucího ke správnému vykonání pohybu (Rokyta et al., 2015, s. 527). Prožitý pohyb, a kinestetické informace při něm získané, propojené se zvýšeným vjemem vizuálním, vedou k významnější aktivaci parietálního laloku. Tato aktivace, jak již bylo zmíněno, vede společně s aktivitou suplementární motorické oblasti k inhibici primární motorické oblasti. Jelikož jednou z funkcí primární motorické oblasti je zvyšování svalového tonu, které vede k vykonání pohybu, inhibicí její funkce může docházet ke snížení svalového tonu, a tedy ke snížení svalové aktivity, která byla prokázána ve výsledcích této práce (Rokyta et al., 2015, s. 527).

5.2.3 Vliv pozice při představě pohybu na svalovou aktivitu

Součástí první a druhé hypotézy je vztah svalové aktivity při představě pohybu a pozice, kterou jedinec při imaginaci zaujímá. Očekávané bylo prokázání statisticky významného vlivu představy na svalovou aktivitu ve stoji, vzhledem ke kompatibilitě s pozicí, ve které je chůze reálně vykonávána. Výsledky však byly proměnlivé.

Průměrná svalová aktivita byla statisticky významně snížena u m. biceps femoris dx. v sedu a m. erector spinae dx. ve stoji. Oboustranně pak významně reagoval m. rectus femoris v obou sledovaných pozicích. Podobně tomu bylo v případě maximálních svalových

aktivit, kde došlo ke statisticky významnému snížení u m. rectus femoris sin. v obou pozicích, m. rectus femoris dx. v sedu a oboustranně u m. erector spinae ve stoji.

Na základě výše uvedených výsledků nelze dále určit, zda je pro představu chůze vhodnější výchozí pozice v sedu nebo ve stoji, jelikož signifikantní snížení svalové aktivity nebylo na tento ukazatel vázané.

Výsledky většiny studií prokazují, že propiocepce ovlivňuje představu pohybu. Fourkas, Ionta a Aglioti (2006, s. 192) ve své studii zkoumali vliv pozice ruky na kinestetickou představu opozice palce. Zjistili, že v případě shodné pozice (vykonání i představy) dochází k výraznějšímu zvýšení facilitace m. opponens pollicis v porovnání s polohou inkongruentní s představovanou (Fourkas, Ionta a Aglioti, 2006, s. 190).

Vliv kompatibilní a nekompatibilní polohy na představu pohybu zkoumali ve své studii také Vargas et al. (2004, s. 1200). Účastníci studie si měli představit dotknutí konečků prstů (malíku a palce) na ruce. Výsledek potvrdil poznatky předchozích studií, a to zvýšení kortikospinální excitability při pozici ruky shodné při představě i reálném pohybu (Vargas et al., 2004, s. 1202).

Beauchet et al. (2018, s. 11) zkoumali ve své studii použitím mentální chronometrie vliv pozice na představu chůze. Využili představu Timed Up and Go testu, přičemž nejdříve byl test reálně vykonán, a pak představován vleže, v sedu a ve stoji. Autoři studie zjistili, že stoj je pro představu vhodnější než sed, ale nejbližší k reálnému provedení chůze měla v tomto experimentu představa vleže (Beauchet et al., 2018, s. 7). To shodně potvrzují výsledky studie autorů Saimponta et al. (2012, s. 53), kteří zjistili, že představa chůze trvá ve stoji téměř stejně dlouho jako její provedení, naopak v sedu doba představy roste.

Předpokládá se, že pokud jsou podmínky realizace představy shodné s těmi, ve kterých představovaný pohyb reálně probíhá, dochází k toku stejných propioceptivních informací, což zlepšuje úroveň výkonu při představě (Beauchet et al., 2018, s.3). Z tohoto tvrzení vyplývá, že nejadekvátnější pozicí pro představu chůze by měl být vzpřímený stoj, jelikož poskytuje CNS s chůzí shodné propioceptivní informace.

Stoj je oproti sedu kongruentní s chůzí, a nabízí tak stejný somatosenzorický feedback ze všech receptorů, což facilituje aktivitu neurálních okruhů v představě pohybu (Mizuguchi et al., 2012, s. 106, s. 424; Vargas et al., 2004, s. 1205). Stoj pro představu chůze shodně doporučují i de Lange, Helmich a Toni (2006, s. 609), jelikož se jedná o pozici, která facilituje svalovou aktivitu. V rozporu s těmito informacemi jsou výsledky výzkumu této diplomové práce, kde bylo ve stoji zjištěno naopak signifikantní snížení průměrné aktivity u m. erector spinae dx., m. rectus femoris sin. a m. rectus femoris dx.

Snížení průměrné aktivity u m. biceps femoris dx., m. rectus femoris sin. a m. rectus femoris dx. v sedu by mohlo být vysvětleno komfortnější pozicí pro koncentraci na představu, což jako důležitý faktor označují Malouin a Richards (2010, s. 249), podle kterých je pro zvýšení živosti představy důležité dbát na pohodlí pacienta. Pokles svalové aktivity při představě chůze v této pozici může být zapříčiněn celkovým snížením objemu aferentních vstupů z periferie, jelikož se jedná o pozici, ve které reálná chůze neprobíhá. Tato inhibice vede k redukci depolarizačních signálů, které jsou přeneseny ke spinálním neuronům při imaginaci lokomoce (Perreault et al., 1999 in Kolářová et al., 2016, s. 424). Na základě tohoto tvrzení je možné, že inhibiční efekt na svalovou aktivitu dominuje nad možným efektem facilitačním (McCrea, 2001, s. 42).

5.3 Posturální výchylky při představě chůze

Třetí hypotéza našeho výzkumu se týká posturálních výchylek přítomných při měření EMG aktivity. Předpokladem bylo, že představa pohybu nebude mít na posturální výchylky v sedu ani ve stoji žádný vliv, jelikož by měla probíhat bez jakékoli viditelné motorické odpovědi nebo chtěné svalové aktivace.

Pohyby dolních končetin při představě chůze byly v této práci zaznamenávány akcelerometry, umístěnými společně se senzory povrchové EMG v hybridních elektrodách, aplikovanými oboustranně na m. rectus femoris.

Z krabicových grafů (viz obrázek 12–15, s. 48–49) lze vyčíst podobný trend změn posturálních výchylek ve stoji i v sedu. V obou pozicích byly vždy výchylky v situaci Klid 1 vyšší než v následující první představě chůze. S druhou představou pak výchylky zpětně vzrostly, a ve většině případech (kromě LDK v sedu) byly jejich hodnoty vyšší než klidové. Pokles posturálních výchylek byl při porovnání situací Klid 1 a Představa 1 v sedu u levé dolní končetiny navíc vyhodnocen jako statisticky významný.

Jelikož bylo za signifikantní označeno pouze snížení posturálních výchylek, lze říci, že změny svalových aktivit, naměřené povrchovou elektromyografií, nejsou výsledkem reálného pohybu dolních končetin ale reakcí svalů na představu chůze. Snížení posturálních výchylek by mohlo být souhlasné se snížením svalové aktivity, které bylo při představách chůze zjištěno, avšak statisticky významné byly v tomto případě změny mezi situací Klid 1 a Představa 2, což změnám posturálních výchylek neodpovídá.

Obrázky 13 (s. 48) a 15 (s. 49) zobrazují rozsah posturálních výchylek levé a pravé dolní končetiny v sedu. Je zde vidět zřejmý rozptyl hodnot pro posturální výchylky v klidu, který se pak ale s první představou výrazně snížil. Tento jev může být vysvětlen větší koncentrací

probandů na představu. Modulace posturálních výchylek může souviset s mírou vynaloženého úsilí jedince k představě pohybu. Opačné tendence byly zaznamenány u posturálních výchylek ve stoji, jejichž rozptyl byl nejvyšší při představě chůze po jejím vykonání.

Udržování rovnovážné polohy, posturální kontrola a vzpřímené držení těla je automatický proces, mimo jiné závislý na funkci senzoričtých systémů nebo neurálních mechanismech a kognitivních pochodech (Véle, 2006, s. 102; Vařeka, 2002, s. 115–116). Jednou z těchto kognitivních aktivit může být motorická představa pohybu. Objevují se důkazy o zvyšování posturálních výchylek v případech obtížnějších kognitivních úkolů (Pellecchia, 2003, s. 33).

Toto tvrzení ale neodpovídá našim výsledkům, jelikož v klidu byly posturální výchylky vyšších hodnot než při první představě. Znamenalo by to tedy, že zpívání písně v duchu bylo pro probandy v této studii obtížnější v porovnání s představou chůze, a tedy že představa chůze nevyžaduje vyšší kognitivní úsilí. Zároveň by také tento fakt vzhledem k výsledkům našeho výzkumu znamenal, že po provedení chůze je představa chůze obtížnější v porovnání s představou před její realizací, což odporuje výsledkům mnoha studií a také subjektivním pocitům probandů.

Zároveň je vhodné brát v úvahu také věk a dobré posturální zajištění jedinců účastnících se našeho výzkumu. Případné statisticky významné posturální výchylky by bylo možné považovat za průkazné vzhledem k představě, jelikož není předpokládáno jejich ovlivnění zdravotními či jinými deficitemi.

5.4 Přínos pro fyzioterapeutickou praxi

Představa a observace chůze začínají být stále více využívanými metodami v rehabilitaci, a také stále populárnějším předmětem výzkumů. I přesto, že v praxi již našla své uplatnění, zatím není zcela stanoven její vliv na svalovou aktivitu. Tato diplomová práce přináší další z mála vhlédů na reakci neuromuskulárního systému probíhající při představě chůze.

Motorická představa se využívá zejména u pacientů s poruchami neurologických funkcí, ale i u zdravých jedinců. Jedná se o vhodnou terapeutickou metodu facilitující efekt aktivních terapií založených na neurofyziologickém podkladě.

Představa pohybu u zdravých jedinců pomáhá při získávání nových pohybových zkušeností v rámci motorického učení, podporuje efektivitu tréninků u sportovců a umožňuje prožití pohybu bez jeho nutné exekuce. U pacientů s neurologickým deficitem má trénink chůze v představě pozitivní vliv na kvalitu jejího stereotypu. Benefity získané tímto tréninkem se projevují především ve zvýšení kadence, rychlosti chůze a výdrži a prodloužení ušlé vzdálenosti (Oostrá et al., 2015, s. 208).

U pacientů po CMP tréninku pohybu v představě vede k oslovení starých kortikálních reprezentací těchto pohybů nebo k tvorbě nových synapsí a motorických okruhů, tedy k podpoření reparační neuroplasticity. Možné neuroplastické změny v CNS potvrdili ve své studii Lebon, Guillot a Collet (2012 s. 46, 48), kteří prokázali zvýšení svalové síly bez znatelných antropometrických změn. Podobně You a Cole (1992, in Lebon, Guillot a Collet, 2012, s. 49) odůvodnili zvýšení svalové síly po tréninku v představě zesílením adaptace motoneuronů a interneuronů.

Samotná efektivita tréninku v představě je ovlivněná věkem jedinců, schopností představit si pohyb a udržet koncentraci po celou dobu terapie. Před každou terapií s novým pacientem by bylo tedy příhodné použití MIQ-R dotazníku pro posouzení adekvátnosti zahrnutí této formy terapie. Pro lepší koncentraci by bylo vhodné před začátkem samotné představy využít některého druhu relaxace.

Pro dosažení co nejlepších výsledků tréninkem pohybu v představě je shodně jako u ostatních druhů terapií důležitá motivace jedince, s jejím růstem dochází k docílení významnějších výsledků. Málo motivovaní jedinci by se těmto tréninkům neměli vyhýbat, naopak by měly být podporováni a nabádáni k větší aktivitě pro zvýšení jejich odhodlání a sebevědomí (Isaac a Marks, 1994 in Dickstein a Deutsch, 2007, s. 947; Fery, 2003 in Dickstein a Deutsch, 2007, s. 947).

Ve výzkumné části této práce byla potvrzena změna svalové aktivity ve spojitosti s představou vykonání chůze. Statistické významnosti dosáhlo porovnání svalové aktivity mezi klidovou hodnotou a hodnotou při představě chůze po její realizaci. Dalším z poznatků aplikovatelných do praxe je tedy důležitost provedení pohybu, nejlépe aktivního, před jeho představou pro facilitaci jejího účinku. Tréninky v představě by pak měly být kombinovány s aktivním cvičením, jelikož tato varianta se v praxi jeví jako nejefektivnější. Nenahradí sice účinek fyzického tréninku, ale i přes to má kombinace provedení pohybu a jeho představy prokazatelně významné výsledky.

Dle povahy představovaného pohybu a individuálních faktorů je důležité zvolit vhodný typ představy. Pro zvyšování síly tréninkem pohybu v představě je vhodné použití představy interní (Hale, 1982 in Bakker, Boschker a Chung, 1996, s. 321; Slimani et al., 2016, s. 445). Pro naučení nových pohybů či ke zlepšení posturální stability by se měla využít představa vizuální. Představa kinestetická je pak vhodná pro trénink timingu a koordinace pohybu (Fery, 2003 in Dickstein a Deutsch, 2007, s. 945). Jelikož kinestetická představa prokazuje ve studiích větší podobnost se samotnou exekucí pohybu, byla využita i ve výzkumu této práce a doporučujeme ji pro podobné pohyby využívat také v praxi.

Do úvahy by měla být také vzata pozice pacientů při představě pohybů. Podle výsledků studií je vhodné trénink pohybu v představě provádět v pozici, ve které reálný pohyb skutečně probíhá. Tento poznatek však v našem experimentu potvrzen nebyl, signifikantních změn svalových aktivit bylo při představě chůze dosaženo shodně ve stoji i v sedu. Každá z těchto pozic benefituje v jiném hledisku. Stoj je adekvátnější pozicí pro představu chůze z důvodu korelace s pozicí, ve které bývá chůze vykonávána, zatímco sed poskytuje jedinci potřebný komfort pro koncentraci na představu. Pozitivní vliv má také přítomnost předmětu, který se pro daný pohyb používá. Například položení ruky na tenisovou raketu při tréninku forehandu v představě má facilitační vliv na svalovou aktivitu.

Významně reakci na představu pohybu ovlivňuje také zkušenost pacienta s představovaným úkolem. Odlišně bude reagovat na představu pohybu člověk, který již má zkušenost s představovaným pohybem a člověk, který danou aktivitu nikdy nevykonával. V rehabilitaci je vhodné vždy využít pohyb, který je například součástí pacientových zálib nebo každodenních aktivit.

Závěrem lze tedy konstatovat, že experiment, který byl součástí této diplomové práce prokázal vliv představy chůze na svalovou aktivitu. Tento poznatek potvrzuje vhodnost jejího využití v rehabilitační praxi, například u neurologických pacientů pro terapii motorických deficitů chůze.

5.5 Limity studie

Za jeden z nedostatků výzkumu této práce lze označit věk a složení skupiny probandů. Jednalo se o mladé jedince (20–27 let) s dobrou schopností představy pohybu a bez motorických deficitů, které by mohly ovlivňovat chůzi. Mimo tyto faktory je nutno zmínit, že se jednalo zejména o studenty fyzioterapie, u kterých se předpokládá větší povědomí o vlastním těle, což může výsledky studie zkreslovat. Relativním limitem výzkumu této práce může být nižší počet probandů (37 probandů).

V praxi se představa pohybu využívá mimo jiné v rámci rehabilitace pacientů s neurologickým deficitem, zejména po CMP. Vliv terapie pohybu v představě může být u těchto pacientů v porovnání se zdravými mladými lidmi jiný, stejně jako by odlišných výsledků mohla dosáhnout shodná terapie u zdravých lidí středního a vyššího věku. Tyto aspekty by měly být předmětem dalšího zkoumání.

Za další limit studie lze označit využití povrchové elektromyografie pro měření aktivity svalů. Povrchová EMG může být zavádějící vzhledem k případné aktivitě hluboko uložených svalů, která je touto metodou neměřitelná, nebo vzhledem k přítomnosti mnoha zdrojů

elektromagnetického rušení v okolí elektrod. Dalším z problémů zkreslujících výsledky by mohl být rozdíl v aplikaci elektrod. Umisťovali se v průběhu svalových vláken na střed svalových bříšek, která byla palpačně ozřejmena. Při palpaci se jedná o subjektivní vjem, který může být zkreslený a nelze ho objektivizovat vzhledem ke všem probandům. Mezi faktory ovlivňující měření patří také přilnavost elektrody na pokožku, která se u probandů mohla taktéž lišit.

Výsledky výzkumu této práce mohly být zkresleny také výběrem svalů, jejichž činnost se při představě chůze snímala. Naměřená elektromyografická aktivita m. erector spinae mohla být ovlivněna posturálním zajištěním jedince. V případě probandů s oslabeným hlubokým stabilizačním systémem mohlo s dlouhotrvajícím stojem, za účelem eliminace posturálních vychylek, docházet ke zvýšení nároků na aktivitu erektorů, projevující se prohloubením bederní lordózy spojené s rostoucí anteverzí pánve.

Subjektivním limitem ze strany některých probandů bylo představování chůze s otevřenými očima. Jejich koncentrace a schopnost představy by podle subjektivních pocitů mohla být vyšší a kvalitnější s očima zavřenými, čehož využívá většina studií věnujících se představě pohybu. Pohled na bílé plátno u některých probandů navíc způsoboval pocity mírné nestability, někteří se naopak cítili jistěji, než kdyby měli oči zavřené. Zavření očí by mohlo v experimentu negativně ovlivnit výsledky posturálních vychylek, které byly při našem výzkumu měřeny a vyhodnocovány.

Dalším z limitů studie jsou externí podmínky, ve kterých měření probíhalo. Jednalo se o prostředí rehabilitačního oddělení Fakultní nemocnice Olomouc, kde i přes naši nejvyšší snahu nebylo možné za plného provozu zajištění klidných podmínek. Při měření se tedy nedařilo eliminovat veškerý ruch z ostatních místností a venkovního prostředí, což mohlo ovlivnit potřebnou koncentraci probandů.

S ohledem na proběhlá měření by se za nedostatek studie dal označit také přesný čas, za kterého měla probíhat představa chůze. Docházelo tedy k situacím, kdy každý z probandů v představě ušel rozdílnou vzdálenost, a mohl se tedy například častěji otáčet pro změnu směru na konci chodby. V další studii by bylo vhodné určit, kolikrát má proband v představě chodbu projít, a zaznamenat pak čas trvání této představy. Daný čas by bylo poté možné porovnat s časem reálné chůze, a provést tak test mentální chronometrie.

Vliv na experiment v této práci mohlo mít také jednorázové změření vlivu představy pohybu na svalovou aktivitu, kterému nepředcházela žádná trénink. Trénink před změřením aktivity by mohl mít, jak se uvádí v některých studiích, facilitační vliv na svalovou aktivitu.

Stejně tak mohla být využita společně s představou pohybu aktivní observace. Ve studiích prokazuje propojení představy pohybu s observací rozsáhlejší vliv na svalovou aktivitu.

Pro podobné výzkumy bych doporučila zaměření na porovnání vlivu představy na svalovou aktivitu u izolovaného pohybu a pohybu komplexního, jelikož mnoho studií se touto problematikou nezabývá. Dále by bylo vhodné zahrnout do experimentu větší počet probandů různých věkových skupin, a to jak zdravých jedinců, tak pacientů s konkrétními deficitem neuromuskulárního charakteru. Příhodná by byla také kombinace představy chůze v rozličném prostředí, například chůze do kopce a po rovině, nebo chůze v rozlehlém prostředí a s terénními překážkami, jelikož obtížnější pohyb by měl zvýšit míru facilitace motorických jednotek. Při měření referenční klidové hodnoty předcházející představě pohybu by bylo vhodné pro zamezení nežádoucích vizualizací zaměnit zpívání písně v duchu, které bylo použito v našem experimentu, za např. počítání nebo jinou nerytmickou aktivitu pro zvýšení koncentrace již v klidové situaci.

Závěr

Tato diplomová práce nabízí vhled do problematiky představy chůze a její provázanosti se změnami svalové aktivity. Cílem práce bylo posoudit vliv představy chůze, probíhající v sedu a ve stoji, na změnu elektromyografické aktivity m. erector spinae, m. rectus femoris a m. biceps femoris, a zároveň zhodnotit případný vliv posturálních výchylek, které by mohly výsledné naměřené hodnoty ovlivnit.

Výzkum této práce prokázal snížení svalové aktivity m. rectus femoris, m. biceps femoris a m. erector spinae v sedu i ve stoji v reakci na představu chůze. Detailněji, statisticky významné snížení průměrné elektromyografické aktivity dosáhl m. biceps femoris dx. v sedu, m. erector spinae dx. ve stoji, a m. rectus femoris sin. a dx. v obou sledovaných pozicích. V rámci maximální elektromyografické aktivity byl pak zjištěn statisticky významný pokles svalové aktivity u m. rectus femoris sin. v obou pozicích, m. rectus femoris dx. v sedu, a m. erector spinae sin. a dx. ve stoji.

Tendence ke snížení svalové aktivity při představě chůze je odlišným zjištěním v porovnání s výsledky většiny publikovaných studií, věnujících se představě analytických pohybů dolních či horních končetin, při kterých docházelo k růstu svalové aktivity. Z rozdílné reakce svalů lze vyvodit předpoklad, že odlišnost neurálního řízení chůze a volních cílených pohybů ovlivňuje modulaci svalové aktivity spojené s jejich představou. Jedním z dalších faktorů působících na reakci svalů při představě chůze v sedu může být redukce proprioceptivní a exteroceptivní aference. V neposlední řadě je nutné zahrnout do úvahy také fakt, že chůze je zřejmě natolik habituální pohyb, že pravděpodobně nevyžaduje zvýšení svalové aktivity.

Při prokázání statisticky významného rozdílu v naměřených EMG aktivitách v této práci bylo provedeno jejich porovnání pro posouzení případného významného rozdílu mezi dvěma ze tří (klid před první představou chůze, představa chůze a představa chůze po realizaci chůze) sledovaných situací. Pokud byl tento rozdíl statisticky prokázán (v případě maximální EMG aktivity u m. rectus femoris sin. ve stoji, v případě průměrné EMG aktivity u m. rectus femoris sin. ve stoji a v sedu a m. erector spinae dx. ve stoji), jednalo se vždy o pokles svalové aktivity v porovnání klidové hodnoty s hodnotou naměřenou při představě chůze po její realizaci. Toto zjištění je souhlasné s výsledky mnoha publikovaných studií, které hovoří o pozitivním vlivu provedení a prožití daného pohybu před jeho představou.

Ve studiích zaměřených na motorickou představu pohybu bývá diskutována pozice, ve které měření svalové aktivity při představování pohybu probíhá. Většina autorů udává, že by se tato pozice měla shodovat s pozicí, ve které je pohyb skutečně realizován. V úvahu by se podle

některých ale měla brát také komfortní pozice jedince potřebná pro ideální koncentraci na představu, za kterou lze například označit sed na židli s opěrkami. Při porovnání představy chůze v sedu a ve stoji nebylo v našem experimentu dosaženo žádných významně odlišných výsledků. Toto zjištění můžeme považovat za přínosné pro praxi, jelikož trénink chůze v představě je často indikován u pacientů neschopných samostatného dlouhodobějšího stoje.

Posturální výchylky byly v této práci zaznamenávány akcelerometry umístěnými na m. rectus femoris. Jejich měření bylo prováděno pro případné vyloučení reálné exekuce pohybu při probíhající představě, a tedy možné zkreslení výsledků této studie. Statistickým zpracováním byl zjištěn signifikantní rozdíl posturálních výchylek u LDK při klidové situaci v sedu v porovnání s posturálními výchylkami při první představě pohybu. Jelikož se jednalo o pokles posturální výchylek s představou, lze ho spojit s vyšší koncentrací na chůzi.

Představa pohybu je vhodnou metodou tréninku vedoucí ke zlepšení stávajícího motorického výkonu nebo získání nových motorických funkcí v rámci motorického učení. Nejlepších výsledků dosahuje v kombinaci s aktivním provedením představovaného pohybu.

Trénink chůze v představě je v praxi již hojně využívanou metodou terapie. Jeho využití je vhodné u imobilizovaných pacientů, nebo pacientů s neurologickými a jinými deficity, ovlivňujícími stereotyp chůze. Pozitivně působí na navrácení ztracených funkcí, ale také na zkvalitnění motorického výkonu, zvýšení svalové síly či rozsahu pohybu u sportovců a zdravých jedinců. Výsledky výzkumné části této práce potvrzují vliv představy chůze na aktivitu svalů, které se účastní reálného provedení chůze, a potvrzují tedy vhodnost jejího zařazení do praxe.

Dalším doplněním experimentu této práce by mohl být výzkum vlivu představy chůze na svalovou aktivitu po jejích několika trénincích v představě. Do budoucna by bylo vhodné probádat vývoj svalové aktivity vzhledem k představě modifikované, ztížené chůze, nebo při představě chůze spojené s její observací.

Referenční seznam

- AMBLER, Z. 2011. *Základy neurologie* (7. vyd.). Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-707-3.
- BAKKER, F. C., BOSCHKER, M. S. J., CHUNG, T. 1996. Changes in muscular activity while imagining weight lifting using stimulus or response propositions. *Journal of Sport & Exercise Psychology* [on-line]. 18(3), 313–324, [cit. 2018-11-08]. ISSN 1543-2904. Dostupné z: doi: 10.1123/jsep.18.3.313.
- BAKKER, M., DE LANGE, F. P., HELMICH, R. C., SCHEERINGA, R., BLOEM, B. R., TONI, I. 2008. Cerebral correlates of motor imagery of normal and precision gait. *NeuroImage* [on-line]. 41, 998–1010, [cit. 2018-11-08]. ISSN 1095-9572. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroimage.2008.03.020.
- BAKKER, M., DE LANGE, F. P., STEVENS, J. A., TONI, I., BLOEM, B. R. 2007. Motor imagery of gait: a quantitative approach. *Experimental brain research* [on-line]. 179, 497–504, [cit. 2018-11-06]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: doi: 10.3389/fnhum.2017.00106.
- BAKKER, M., OVEREEM, S., SNIJDERS, A. H., BORM, G., VAN ELSWIJK, G., TONI, I., BLOEM, B. R. 2008. Motor imagery of foot dorsiflexion and gait: Effects on corticospinal excitability. *Clinical Neurophysiology* [on-line]. 119(11), 2519–2527, [cit. 2018-10-26]. ISSN 1872-8952. Dostupné z: doi: 10.1016/j.clinph.2008.07.282.
- BEAUCHET, O., LAUNAY, C. P., SEKHON, H., GAOUTIER, J., CHABOT, J., LEVINOFF, E. J. et al. 2018. Body position and motor imagery strategy effects on imagining gait in healthy adults: Results from a cross-sectional study. *PLoS one* [on-line]. 13(3), 1–11, [cit. 2019-01-18]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi: 10.1371/journal.pone.0191513.
- CEVALLOS, C., ZARKA, D., HOELLINGER, T., LEROY, A., DAN, B., CHERON, G. 2015. Oscillations in the human brain during walking execution, imagination and observation. *Neuropsychologia* [on-line]. 79, 223–232, [cit. 2019-02-22]. ISSN 1873-3514. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2015.06.039.
- CHO, H.-Y., KIM, J.-S., LEE, G.-CH. 2013. Effects of motor imagery training on balance and gait abilities in post-stroke patients: a randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation* [on-line]. 27(8), 675–680, [cit. 2019-01-25]. ISSN 1477-0873. Dostupné z: doi: 10.1177/0269215512464702.
- CLARK, B. C., MAHATO, N., NAKAZAWA, M., LAW, T., THOMAS, J. 2014. The power of the mind: The cortex as a critical determinant of muscle strength/weakness. *Journal of*

Neurophysiology [on-line]. 112(12), 3219–3226, [cit. 2019-01-25]. ISSN 1522-1598. Dostupné z: doi: 10.1152/jn.00386.2014.

COOKE, S. F., BLISS, T. V. P. 2006. Plasticity in the human central nervous system. *Brain* [on-line]. 129, 1659–1673, [cit. 2018-11-21]. ISSN 1460-2156. Dostupné z: doi: 10.1093/brain/awl082.

COWLEY, P. M., CLARK, B. C., PLOUTZ-SNYDER, L. L. 2008. Kinesthetic motor imagery and spinal excitability: The effect of contraction intensity and spatial localization. *Clinical Neurophysiology* [on-line]. 119(8), 1849–1856, [cit. 2018-10-28]. ISSN 1872-8952. Dostupné z: doi: 10.1016/j.clinph.2008.04.004.

DE LANGE, F. P., HELMICH, R. C., TONI, I. 2006. Posture influences motor imagery: An fMRI study. *NeuroImage* [on-line]. 33, 609–617, [cit. 2019-02-12]. ISSN 1095-9572. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroimage.2006.07.017.

DE LANGE, F. P., ROELOFS, K., TONI, I. 2008. Motor imagery: A window into the mechanisms and alterations of the motor system. *Cortex* [on-line]. 44(5), 494–506, [cit. 2019-02-22]. ISSN 1973-8102. Dostupné z: doi: 10.1016/j.cortex.2007.09.002.

DICKSTEIN, R., DEUTSCH, J. E. 2007. Motor Imagery in Physical Therapist Practice. *Physical Therapy* [on-line]. 87(7), 942–953, [cit. 2018-11-06]. ISSN: 1538-6724. Dostupné z: doi: 10.2522/ptj.20060331.

DICKSTEIN, R., GAZIT-GRUNWALD, M., PLAX, M., DUNSKY, A., MARCOVITZ, E. 2005. EMG activity in selected target muscles during imagery rising on tiptoes in healthy adults and poststrokes hemiparetic patients. *Journal of Motor Behavior* [on-line]. 37(6), 475–483, [cit. 2018-11-06]. ISSN 1940-1027. Dostupné z: doi: 10.3200/JMBR.37.6.475-483.

DUNSKY, A., DICKSTEIN, R., MARCOVITZ, E., LEVY, S., DEUTSCH, J. 2008. Home-based motor imagery training for gait rehabilitation of people with chronic poststroke hemiparesis. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [on-line]. 89(8), 1580–1588, [cit. 2019-04-21]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apmr.2007.12.039.

DYLEVSKÝ, I. 2007. *Obecná kineziologie*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-1649-7.

FOURKAS, A. D., IONTA, S., AGLIOTI, S. M. 2006. Influence of imagined posture and imagery modality on corticospinal excitability. *Behavioural Brain Research* [on-line]. 168, 190–196, [cit. 2018-12-14]. ISSN 1872-7549. Dostupné z: doi: 10.1016/j.bbr.2005.10.015.

- GATTI, R., TETTAMANTI, A., GOUGH, P. M., RIBOLDI, E., MARINONI, L., BUCCINO, G. 2013. Action observation versus motor imagery in learning a complex motor task: A short review of literature and a kinematic study. *Neuroscience Letters* [on-line]. 540, 37–42, [cit. 2018-11-21]. ISSN 1872-7972. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neulet.2012.11.039.
- GREGG, M., HALL, C., BUTLER, A. 2010. The MIQ-RS: A suitable option for examining movement imagery ability. *Evidence-based complementary and alternative medicine* [on-line]. 7(2), 249–257, [cit. 2018-02-28]. ISSN 1741-4288. Dostupné z: doi: 10.1093/ecam/nem170.
- GROSS, J. M., FETTO, J., ROSEN, E. 2005. *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton. ISBN 80-7254-720-8.
- GUILLOT, A., COLLET, C. 2008. Construction of the motor imagery integrative model in sport: a review and theoretical investigation of motor imagery use. *International Review of Sport and Exercise Psychology* [on-line]. 1(1), 31–44, [cit. 2018-11-21]. ISSN 1750-9858. Dostupné z: doi: 10.1080/17509840701823139.
- GUILLOT, A., LEBON, F., ROUFFET, D., CHAMPELY, S., DOYON, J., COLLET, C. 2007. Muscular responses during motor imagery as a function of muscle contraction types. *International journal of psychophysiology* [on-line]. 66(1), 18–27, [cit. 2018-11-21]. ISSN 1872-7697. Dostupné z: doi: 10.1016/j.ijpsycho.2007.05.009.
- GULYAEVA, N. V. 2017. Molecular mechanisms of neuroplasticity: An expanding universe. *Biochemistry* [on-line]. 82(3), 237–242, [cit. 2018-11-06]. ISSN 1608-3040. Dostupné z: doi: 10.1134/S0006297917030014.
- HANAKAWA, T., IMMISCH, I., TOMA, K., DIMYAN, M. A., VAN GELDEREN, P., HALLETT, M. 2003. Functional properties of brain areas associated with motor execution and imagery. *Journal of neurophysiology* [on-line]. 89, 989–1002, [cit. 2018-12-06]. ISSN 1522-1598. Dostupné z: doi: 10.1152/jn.00132.2002.
- HÉTU, S., GRÉGOIRE, M., SAIMPONT, A., COLL, M. P., EUGÈNE, F., MICHON, P. E., JACKSON, P. L. 2013. The neural network of motor imagery: an ALE meta-analysis. *Neuroscience and biobehavioral reviews* [on-line]. 37(5), 930–949, [cit. 2019-01-25]. ISSN 1873-7528. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neubiorev.2013.03.017.
- HUDÁK, R., KACHLÍK, D. a kol. 2015. *Memorix anatomie* (3. vyd.). Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-959-4.

- HWANG, S., JEON, H.-S., YI, CH.-H., KWON, O.-Y., CHO, S.-H., YOU, S.-H. 2010. Locomotor imagery training improves gait performance in people with chronic hemiparetic stroke: a controlled clinical trial. *Clinical rehabilitation* [on-line]. 24(6), 514–522, [cit. 2019-02-22]. ISSN 1477-0873. Dostupné z: doi: 10.1177/0269215509360640.
- ISEKI, K., HANAKAWA, T., SHINOZAKI, J., NANKAKU, M., FUKUYAMA, H. 2008. Neural mechanisms involved in mental imagery and observation of gait. *NeuroImage* [on-line]. 41, 1021–1031, [cit. 2018-11-21]. ISSN 1095-9572. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroimage.2008.03.010.
- JEANNEROD, M. 2006. The origin of voluntary action: History of a physiological concept. *Comptes rendus biologiques* [on-line]. 329(5-6), 354–362, [cit. 2019-04-21]. ISSN 1768-3238. Dostupné z: doi: 10.1016/j.crv.2006.03.017.
- KATO, K., WATANABE, J., MURAOKA, T., KANOSUE, K. 2015. Motor imagery of voluntary muscle relaxation induces temporal reduction of corticospinal excitability. *Neuroscience Research* [on-line]. 92, 39–45, [cit. 2019-02-22]. ISSN 1872-8111. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neures.2014.10.013.
- KIM, J.-S., OH, D.-W., KIM, S.-Y., CHOI, J.-D. 2011. Visual and kinesthetic locomotor imagery training integrated with auditory step rhythm for walking performance of patients with chronic stroke. *Clinical Rehabilitation* [on-line]. 25, 134–145, [cit. 2019-01-25]. ISSN 1477-0873. Dostupné z: doi: 10.1177/0269215510380822.
- KOLÁŘ, P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KOLÁŘ, P. 2001. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 9(4), 125–164. ISSN 1211-2658.
- KOLÁŘOVÁ, B., KROBOT, A., HABERMANNOVÁ, P., KOLÁŘ, P., BASTLOVÁ, P. 2015. Využití představy a observace pohybu v kognitivní a pohybové rehabilitaci. *Rehabilitácia* [on-line]. 52(3), 131–139, [cit. 2018-10-05]. ISSN 0375-0922. Dostupné z: <https://www.rehabilitacia.sk/archiv/cisla/3REH2015-m.pdf>.
- KOLÁŘOVÁ, B., KROBOT, A., POLEHLOVÁ, K., HLUŠTÍK, P., RICHARDS, J. D. 2016. Effect of gait imagery tasks on lower limb muscle activity with respect to body posture. *Perceptual and motor skills* [on-line]. 122(2), 411–431, [cit. 2018-10-08]. ISSN 1558-688X. Dostupné z: doi: 10.1177/0031512516640377.

- KOLÁŘOVÁ B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4266-2.
- KRAFT, E., SCHAAL, M. C., LULE, D., KÖNIG, E., SCHEIDTMANN, K. 2015. The functional anatomy of motor imagery after sub-acute stroke. *NeuroRehabilitation* [on-line]. 36(3), 329–337, [cit. 2018-11-06]. ISSN 1878-6448. Dostupné z: doi: 10.3233/NRE-151221.
- KRÁLÍČEK, P. 2004. *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Karolinum. ISBN 80-246-0350-0.
- KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2762-1.
- LACEY, S., LAWSON, R. 2013. *Multisensory imagery*. New York: Springer. ISBN 978-1-4614-5879-1.
- LAFLEUR, M. F., JACKSON, P. J., MALOUIN, F., RICHARDS, C. L., EVANS, A. C., DOYON, J. 2002. Motor learning produces parallel dynamic functional changes during the execution and imagination of sequential foot movements. *NeuroImage* [on-line]. 16(1), 142–157, [cit. 2019-04-21]. ISSN 1095-9572. Dostupné z: doi: 10.1006/nimg.2001.1048.
- LA FOUGÈRE, C., ZWERGAL, A., ROMINGER, A., FÖRSTER S., FESL, G., DIETERICH, M., BRANDT, T., STRUPP, M., BARTENSTEIN, P., JAHN, K. 2010. Real versus imagined locomotion: a [¹⁸F]-FDG PET-fMRI comparison. *NeuroImage* [on-line]. 50(4), 1589–1598, [cit. 2019-01-25]. ISSN 1095-9572. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroimage.2009.12.060.
- LEBON, F., GUILLOT, A., COLLET, C. 2012. Increased muscle activation following motor imagery during the rehabilitation of the anterior cruciate ligament. *Applied psychophysiology and biofeedback* [on-line]. 37(1), 45–51, [cit. 2019-02-22]. ISSN 1573-3270. Dostupné z: doi: 10.1007/s10484-011-9175-9.
- LEBON, F., ROUFFET, D., COLLET, C., GUILLOT, A. 2008. Modulation of EMG power spectrum frequency during motor imagery. *Neuroscience letters* [on-line]. 435, 181–185, [cit. 2018-12-06]. ISSN 1872-7972. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neulet.2008.02.033.
- LEMONS, T., RODRIGUES, E. C., VARGAS, C. D. 2014. Motor imagery modulation of postural sway is accompanied by changes in the EMG-COP association. *Neuroscience letters* [on-line]. 8(557), 101–115, [cit. 2019-04-21]. ISSN 1872-7972. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neulet.2014.06.019.

- LI, R.-Q., LI, Z.-M., TAN, J.-Y., CHEN, G.-L., LIN, W.-Y. 2017. Effects of motor imagery on walking function and balance in patients after stroke: A quantitative synthesis of randomized controlled trials. *Complementary Therapies in Clinical Practice* [on-line]. 28, 75–84, [cit. 2019-04-21]. ISSN 1873-6947. Dostupné z: doi: 10.1016/j.ctcp.2017.05.009.
- LOTZE, M., COHEN, L. G. 2006. Volition and Imagery in Neurorehabilitation. *Cognitive and Behavioral Neurology* [on-line]. 19(3), 135–140, [cit. 2019-02-22]. ISSN 1543-3641. Dostupné z: doi: 10.1097/01.wnn.0000209875.56060.06.
- MACKAY-LYONS, M. 2002. Central pattern generation of locomotion: A review of the evidence. *Physical Therapy* [on-line]. 82(1), 69–83, [cit. 2018-12-06]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: doi: 10.1093/ptj/82.1.69.
- MALOUIN, F., RICHARDS, C. L. 2010. Mental Practice for Relearning Locomotor Skills. *Physical Therapy* [on-line]. 90(2), 240–251, [cit. 2018-12-06]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: doi: 10.2522/ptj.20090029.
- MALOUIN, F., RICHARDS, C. L., JACKSON, P. L., DUMAS, F., DOYON, J. 2003. Brain activations during motor imagery of locomotor-related tasks: a PET study. *Human brain mapping* [on-line]. 19, 47–62, [cit. 2018-11-06]. ISSN 1097-0193. Dostupné z: doi: doi.org/10.1002/hbm.10103.
- MARŠÁKOVÁ, K., PAVLŮ, D. 2012. Diagnostika funkce nohy v denní praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 19(4), 177–180. ISSN 1211-2658.
- MCCREA, D. A. 2001. Spinal circuitry of sensorimotor control of locomotion. *The journal of physiology* [on-line]. 533(Pt 1), 41–50, [cit. 2019-02-22]. ISSN 1469-7793. Dostupné z: doi: 10.1111/j.1469-7793.2001.0041b.x.
- MIRELMAN, A., MAIDAN, I., DEUTSCH, J. E. 2013. Virtual reality and motor imagery: promising tools for assessment and therapy in Parkinson's disease. *Movement disorders* [on-line]. 28(11), 1597–1608, [cit. 2019-04-21]. ISSN 1531-8257. Dostupné z: doi: 10.1002/mds.25670.
- MIZUGUCHI, N., NAKATA, H., UCHIDA, Y., KANOSUE, K. 2012. Motor imagery and sport performance. *The journal of physical fitness and sports medicine* [on-line]. 1(1), 103–111, [cit. 2018-12-06]. ISSN 2186-8123. Dostupné z: doi: 10.7600/jpfsm.1.103.
- MIZUGUCHI, N., SAKAMOTO, M., MURAOKA, T., KANOSUE, K. 2009. Influence of touching an object on corticospinal excitability during motor imagery. *Experimental brain*

research [on-line]. 196, 529–535, [cit. 2018-12-06]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-009-1875-5.

MIZUGUCHI, N., YAMAGISHI, T., NAKATA, H., KANOSUE, K. 2015. The effect of somatosensory input on motor imagery depends upon motor imagery capability. *Frontiers in Psychology* [on-line]. 6, 104, 1–6, [cit. 2018-12-06]. ISSN 1664-1078. Dostupné z: doi: 10.3389/fpsyg.2015.00104.

MOUThON, A., RUFFIEUX, J., WÄLCHILI, M., KELLER, M., TAUBE, W. 2015. Task-dependent changes of corticospinal excitability during observation and motor imagery of balance tasks. *Neuroscience* [on-line]. 303, 535–543, [cit. 2019-01-25]. ISSN 1873-7544. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroscience.2015.07.031.

MULDER, T., DE VRIES, S., ZIJLSTRA, S. 2005. Observation, imagination and execution of an effortful movement: more evidence for a central explanation of motor imagery. *Experimental brain research* [on-line]. 163(3), 344–351, [cit. 2018-11-06]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-004-2179-4.

OKU, K., ISHIDA, H., OKADA, Y., HIRAOKA, K. 2011. Facilitation of corticospinal excitability during motor imagery of wrist movement with visual or quantitative inspection of EMG activity. *Perceptual and Motor Skills* [on-line]. 113(3), 982–994, [cit. 2019-01-07]. ISSN 1558-688X. Dostupné z: doi: 10.2466/05.23.25.PMS.113.6.982-994.

OOSTRA, K. M., OOMEN A., VANDERSTRAETEN G., VINGERHOETS G. 2015. Influence of motor imagery training on gait rehabilitation in sub-acute stroke: A randomized controlled trial. *Journal of rehabilitation medicine* [on-line]. 47, 204–209, [cit. 2019-02-22]. ISSN 1651-2081. Dostupné z: doi: 10.2340/16501977-1908.

OREL, M. 2015. *Nervové buňky a jejich svět*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-5070-5.

PARAVLIC, A. H., SLIMANI, M., TOD, D., MARUSIC, U., MILANOVIC, Z., PISOT, R. 2018. Effects and Dose-Response Relationships of Motor Imagery Practice on Strength Development in Healthy Adult Populations: a Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Medicine* [on-line]. 48(5), 1165–1187, [cit. 2019-01-25]. ISSN 1179-2035. Dostupné z: doi: 10.1007/s40279-018-0874-8.

- PEIKENKAMP, K., STIEF, T. 2012. Effect of motor imagery of the human gait on SEMG-activities of the lower limb muscles. *Journal of Biomechanics* [on-line]. 45(1), S246, [cit. 2019-05-01]. ISSN 1873-2380. Dostupné z: doi: 10.1016/S0021-9290(12)70247-6.
- PELLECCHIA, G. L. 2003. Postural sway increases with attentional demands of concurrent cognitive task. *Gait & Posture* [on-line]. 18(1), 29–34, [cit. 2019-02-22]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: doi: 10.1016/S0966-6362(02)00138-8.
- PODĚBRADSKÝ, J., VAŘEKA, I. 1998. *Fyzikální terapie I a II*. Praha: Grada Publishing. ISBN 80-7169-661-7.
- RANGANATHAN, V. K., SIEMIONOW, V., LIU, J. Z., SAHGAL, V., YUE, G. H. 2004. From mental power to muscle power Gaining strength by using the mind. *Neuropsychologia* [on-line]. 42(7), 944–956, [cit. 2019-01-30]. ISSN 1873-3514. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2003.11.018.
- RICHARDS, J. 2008. *Biomechanics in clinic and research*. London: Churchill Livingstone. ISBN 978-0-443-10170-0.
- RIZZOLATTI, G., CRAIGHERO, L. 2004. The mirror-neuron system. *Annual review of neuroscience* [on-line]. 27, 169–192, [cit. 2019-04-22]. ISSN 1545-4126. Dostupné z: doi: 10.1146/annurev.neuro.27.070203.144230.
- ROKYTA, R. 2015. *Fyziologie a patologická fyziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-9902-5.
- ROZAND, V., LEBON, F., STAPLEY, P. J., PAPAXANTHIS, C., LEPERS, R. 2016. A prolonged motor imagery session alter imagined and actual movement durations: Potential implications for neurorehabilitation. *Behavioural brain research* [on-line]. 297, 67–75, [cit. 2018-11-06]. ISSN 1872-7549. Dostupné z: doi: 10.1016/j.bbr.2015.09.036.
- SACHELI, L. M., ZAPPAROLI, L., DE SANTIS C., PRETI, M., PELOSI, C., URSINO, N., ZERBI, A., BANFI, G., PAULESU, E. 2017. Mental steps: Differential activation of internal pacemakers in motor imagery and in mental imitation of gait. *Human Brain Mapping* [on-line]. 38(10), 5195–5216, [cit. 2018-12-06]. ISSN 1097-0193. Dostupné z: doi: 10.1002/hbm.23725.
- SAIMPONT, A., MALOUIN, F., TOUSIGNANT, B., JACKSON, P. L. 2012. The influence of body configuration on motor imagery of walking in younger and older adults. *Neuroscience* [on-line]. 222, 49–57, [cit. 2019-02-22]. ISSN 1873-7544. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroscience.2012.06.066.

SCHUSTER, C., HILFIKER, R., AMFT, O., SCHEIDHAUER, A., ANDREWS, B., BUTLER, J., KISCHKA, U., ETTLIN, T. 2011. Best practice for motor imagery: a systematic literature review on motor imagery training elements in five different disciplines. *BMC Medicine* [on-line]. 9(75), 1–35, [cit. 2019-03-16]. ISSN 1741-7015. Dostupné z: doi: 10.1186/1741-7015-9-75.

SHARMA, N., JONES, P. S., CARPENTER, T. A., BARON, J. C. 2008. Mapping the involvement of BA 4a and 4p during Motor imagery. *NeuroImage* [on-line]. 41(1), 92–99, [cit. 2019-02-22]. ISSN: 1095-9572. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroimage.2008.02.009.

SLIMANI, M., TOD, D., CHAABENE, H., MIARKA, B., CHAMARI, K. 2016. Effects of Mental Imagery on Muscular Strength in Healthy and Patient Participants: A Systematic Review. *Journal of sports science and medicine* [online]. 15(3), 434–450, [cit. 2019-04-22]. ISSN 1303-2968. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4974856/>.

SOLODKIN, A., HLUSTIK, P., CHEN, E. E., SMALL, S. L. 2004. Fine Modulation in Network Activation during Motor Execution and Motor Imagery. *Cerebral cortex* [on-line]. 14(11), 1246–1255, [cit. 2019-04-22]. ISSN 1460-2199. Dostupné z: doi: 10.1093/cercor/bhh086.

STEVENS, J. A. 2005. Interference effects demonstrate distinct roles for visual and motor imagery during the mental representation of human action. *Cognition* [on-line]. 95(3), 329–350, [cit. 2019-03-08]. ISSN 1873-7838. Dostupné z: doi: 10.1016/j.cognition.2004.02.008.

ŠVESTKOVÁ, O., ANGEROVÁ, Y., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. 2017. *Rehabilitace motoriky člověka: Fyziologie a léčebné postupy*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0084-2.

TAKAKUSAKI, K. 2013. Neurophysiology of Gait: From the Spinal Cord to the Frontal Lobe. *Journal of Movement disorders* [on-line]. 28(11), 1483–1491, [cit. 2019-03-16]. ISSN 2093-4939. Dostupné z: doi: 10.1002/mds.25669.

TAKAKUSAKI, K. 2017. Functional Neuroanatomy for posture and Gait Control. *Journal of Movement Disorders* [on-line]. 10(1), 1–17, [cit. 2019-03-16]. ISSN 2093-4939. Dostupné z: doi: 10.14802/jmd.16062.

TAMIR, R., DICKSTEIN, R., HUBERMAN, M. 2007. Integration of motor imagery and physical practise in group treatment applied to subjects with Parkinson's disease.

Neurorehabilitation and neural repair [on-line]. 21(1), 68–75, [cit. 2019-04-21]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: doi: 10.1177/1545968306292608.

TAUBE, W., MOUTHON, M., LEUKEL, C., HOOGEWOUD, H.-M., ANNONI, J.-M., KELLER, M. 2015. Brain activity during observation and motor imagery of different balance tasks: An fMRI study. *Cortex* [on-line]. 64, 102–114, [cit. 2019-04-22]. ISSN 1973-8102. Dostupné z: doi: 10.1016/j.cortex.2014.09.022.

THAUT, M. H., LEINS, A. K., RICE, R. R., ARGSTATTER, H., KENYON, G. P., MCINTOSH, G. C., BOLAY, H. V., FETTER, M. 2007. Rhythmic auditory stimulation improves gait more than NDT/Bobath training in near-ambulatory patients early poststroke: a single-blind, randomized trial. *Neurorehabilitation and neural repair* [on-line]. 21(5), 455–459, [cit. 2019-02-17]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: doi: 10.1177/1545968307300523.

TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. 2005. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka* (3. vyd.). Praha: Grada Publishing. ISBN 80-247-1296-2.

VAN DER MEULEN, M., ALLALI, G., RIEGER, S. W., ASSAL, F., VUILLEUMIER, P. 2012. The influence of individual motor imagery ability on cerebral recruitment during gait imagery. *Human Brain Mapping* [on-line]. 35(2), 455–470, [cit. 2019-03-16]. ISSN 1097-0193. Dostupné z: doi: 10.1002/hbm.22192.

VARGAS, C. D., OLIVIER, E., CRAIGHERO, L., FADIGA, L., DUHAMEL, J. R., SIRIGU, A. 2004. The influence of Hand Posture on Corticospinal Excitability during Motor Imagery: A Transcranial Magnetic Stimulation Study. *Cerebral Cortex* [on-line]. 14(11), 1200–1206, [cit. 2019-04-22]. ISSN 1460-2199. Dostupné z: doi: 10.1093/cercor/bhh080.

VAŘEKA, I. 2002. Posturální stabilita. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 9(4), 115–121. ISSN 1211-2658.

VAŘEKA, I., DVOŘÁK, R. 2001. Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 8(1), 33–37. ISSN 1211-2658.

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

WILLIAMS, J., PEARCE, A. J., LOPORTO, M., MORRIS, T., HOLMES, P.S. 2012. The relationship between corticospinal excitability during motor imagery and motor imagery ability. *Behavioural Brain Research* [on-line]. 226(2), 369–375, [cit. 2019-02-22]. ISSN 1872-7549. Dostupné z: doi: 10.1016/j.bbr.2011.09.014.

WRIESSNEGGER, S. C., STEYRL, D., KOSCHUTNIG, K., MULLER-PUTZ, G. R. 2014. Short time sports exercise boosts motor imagery patterns: Implications of mental practice in rehabilitation programs. *Frontiers in Human Neuroscience* [on-line]. 8(469), 1–9, [cit. 2019-04-22]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi: 10.3389/fnhum.2014.00469.

YUE, G. H., CLARK, B. C., LI, S., VAILLANCOURT, D. E. 2017. Understanding Neuromuscular System Plasticity to Improve Motor Function in Health, Disease, and Injury. *Neural Plasticity* [on-line]. 2017, 1–2, [cit. 2019-04-21]. ISSN 1687-5443. Dostupné z: doi: 10.1155/2017/2425180.

ZIJDEWIND, I., TOERING, S. T., BESSEM, B., VAN DER LAAN, O., DIERCKS, R. L. 2003. Effects of imagery motor training on torque production of ankle plantar flexor muscles. *Muscle & Nerve* [on-line]. 28(2), 168–173, [cit. 2019-01-25]. ISSN 1097-4598. Dostupné z: doi: 10.1002/mus.10406.

Seznam zkratk

CNS	centrální nervová soustava
CPGs	central pattern generators
dx.	dextra
EMG	elektromyografie
fMRI	funkční magnetická rezonance
LDK	levá dolní končetina
LTP	long-term potentiation
MIIMS	Motor Imagery Integrative Model in Sport
MITs	Motor Imagery Training Sessions
MIQ	Movement Imagery Questionnaire
MIQ-R	Movement Imagery Questionnaire-Revised
ncl.	nucleus
PDK	pravá dolní končetina
PETTLEP	Physical, Environment, Task, Timing, Learning, Emotion and Perspective
RMS	Root Mean Square
ROM	range of motion
sin.	sinistra
SIQ	Sport Imagery Questionnaire
SVM	Signal Vector Magnitude
TMS	transkraniální magnetická stimulace
tr.	tractus
TUG	Timed Up and Go test
VMIQ	Vividness of Movement Imagery Questionnaire

Seznam obrázků a tabulek

Obrázek 1 Schéma spinální kontroly chůze u zvířete (Takakusaki, 2013, s. 1485).....	16
Obrázek 2 Schéma průběhu řízení chůze z CNS (Takakusaki, 2013, s. 1484).....	17
Obrázek 3 Regiony CNS aktivované při představě pohybů dolních a horních končetin vycházející z meta-analýzy Héту et al. (2013, s. 934).....	21
Obrázek 4 Průměrná aktivita m. rectus femoris sin. při sledovaných situacích ve stoji.....	42
Obrázek 5 Průměrná aktivita m. rectus femoris sin. při sledovaných situacích v sedu	42
Obrázek 6 Průměrná aktivita m. rectus femoris dx. při sledovaných situacích ve stoji.....	43
Obrázek 7 Průměrná aktivita m. rectus femoris dx. při sledovaných situacích v sedu	43
Obrázek 8 Maximální aktivita m. rectus femoris sin. při sledovaných situacích ve stoji.....	45
Obrázek 9 Maximální aktivita m. rectus femoris sin. při sledovaných situacích v sedu	45
Obrázek 10 Maximální aktivita m. rectus femoris dx. při sledovaných situacích ve stoji.....	46
Obrázek 11 Maximální aktivita m. rectus femoris dx. při sledovaných situacích v sedu	46
Obrázek 12 Posturální výchylky PDK při sledovaných situacích ve stoji.....	48
Obrázek 13 Posturální výchylky PDK při sledovaných situacích v sedu	48
Obrázek 14 Posturální výchylky LDK při sledovaných situacích ve stoji.....	49
Obrázek 15 Posturální výchylky LDK při sledovaných situacích v sedu	49
Obrázek 16 Průměrná aktivita m. biceps femoris dx. při sledovaných situacích v sedu a ve stoji ..	51
Obrázek 17 Průměrná aktivita m. rectus femoris sin. při sledovaných situacích v sedu a ve stoji...	51
Obrázek 18 Průměrná aktivita m. rectus femoris dx. při sledovaných situacích v sedu a ve stoji ...	51
Obrázek 19 Průměrná aktivita m. erector spinae dx. při sledovaných situacích v sedu a ve stoji....	52
Obrázek 20 Maximální aktivita m. rectus femoris sin. při sledovaných situacích v sedu a ve stoji..	52
Obrázek 21 Maximální aktivita m. rectus femoris dx. při sledovaných situacích v sedu a ve stoji...	53
Obrázek 22 Maximální aktivita m. erector spinae sin. při sledovaných situacích v sedu a ve stoji...	53
Obrázek 23 Maximální aktivita m. erector sineae dx. při sledovaných situacích v sedu a ve stoji.....	53
Obrázek 24 Posturální výchylky LDK v sedu a ve stoji	54
Obrázek 25 Posturální výchylky PDK v sedu a ve stoji	54

Tabulka 1 Základní popisné statistiky průměrných hodnot naměřených EMG aktivit	39
Tabulka 2 Základní popisné statistiky maximálních hodnot naměřených EMG aktivit	40
Tabulka 3 Hladiny významnosti průměrné EMG aktivity měřených svalů ve stoji a v sedu	41
Tabulka 4 Hladiny významnosti maximální EMG aktivity měřených svalů ve stoji a v sedu	44
Tabulka 5 Základní popisné statistiky naměřených posturálních výchylek.....	47
Tabulka 6 Hladiny významnosti ROM dolních končetin ve stoji a v sedu.....	47

Seznam příloh

Příloha 1 Informovaný souhlas.....	87
Příloha 2 Dotazník představy pohybu MIQ-R	88
Příloha 3 Výsledky dotazníku MIQ-R.....	91
Příloha 4 Výchozí polohy v sedu (a) a ve stoji (b).....	93
Příloha 5 Fotografie chodby, ve které si probandi představovali a realizovali chůzi.....	94
Příloha 6 Výsledky subjektivního hodnocení jednotlivých úkolů představy chůze.....	95

Přílohy

Příloha 1 Informovaný souhlas

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
tř. Svobody 8
771 11 Olomouc

Poučení a souhlas klienta

Klient souhlasí s provedením kineziologického rozboru a vyšetření pomocí povrchového elektromyografického přístroje firmy Delsys USA v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc pro účely diplomové práce s názvem „Představa pohybu a její vliv na svalovou aktivitu“, kterou zpracovává Bc. Marek Tomsa pod vedením Mgr. Barbory Kolářové, Ph.D.

Byl jsem srozumitelně seznámen s průběhem všech vyšetření. Souhlasím s jejich provedením, nahlédnutím do mé zdravotnické dokumentace v rozsahu nezbytně nutném a anonymním použitím získaných údajů s respektováním pravidel ochrany osobních dat.

V Olomouci dne

Podpis klienta

Příloha 2 Dotazník představy pohybu MIQ-R

Dotazník představy pohybu

MOVEMENT IMAGERY QUESTIONNAIRE-REVISED (MIQ-R)

Tento dotazník hodnotí dva způsoby provádění pohybů v představě. První způsob je pokusit se vytvořit vizuální představu neboli obraz pohybu ve své mysli, druhý je pokusit se cítit a vnímat pohyb bez jeho skutečného provedení. Žádám Tě o provedení obou těchto mentálních úkolů pro dané pohyby v tomto dotazníku a následné zhodnocení, jak snadné/obtížné pro Tebe tyto úkoly byly. Na dané otázky neexistují správné či špatné odpovědi.

Každé z následujících tvrzení popisuje konkrétní pohyb. Čti pečlivě každé tvrzení, a pak proveď popsany pohyb. Ten vykoněj pouze jednou. Vrať se do výchozí pozice a splň druhou, mentální, část úkolu. Po dokončení požadovaného mentálního úkolu zhodnot' snadnost/obtížnost, s jakou jsi byla schopna úkol provést. Hodnot' dle následující stupnice:

Stupnice vizuální představy

7	6	5	4	3	2	1
velmi snadno viděná	snadno viděná	spíše snadno viděná	neutrálně viděná (ani snadno ani obtížně)	spíše obtížně viděná	obtížně viděná	velmi obtížně viděná

Stupnice kinestetické představy

7	6	5	4	3	2	1
velmi snadno vnímaná	snadno vnímaná	spíše snadno vnímaná	neutrálně vnímaná (ani snadno ani obtížně)	spíše obtížně vnímaná	obtížně vnímaná	velmi obtížně vnímaná

1. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj snožmo s horními končetinami připaženými.

POHYB: Pomalu zvedni pravé koleno co nejvýše a opět jej pomalu vrať do výchozí pozice.

MENTÁLNÍ ÚKOL: Zaujmi výchozí pozici a pokus se vnímat, jak opět provádíš právě vykonaný pohyb, ale nyní bez jeho skutečného provedení. Následně zhodnot' snadnost/obtížnost, se kterou jsi byla schopna tento mentální úkol provést.

HODNOCENÍ:

2. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj s dolními končetinami mírně od sebe a horními končetinami připaženými.

POHYB: Přejdi do mírného podřepu a následně se současným pohybem horních končetin směrem vzhůru vyskoč co nejvýše a snaž se dopadnout do výchozí pozice.

MENTÁLNÍ ÚKOL: Zaujmi výchozí pozici. Pokus se vidět samu sebe, jak provádíš právě vykonaný pohyb v co nejjasnější a nejživější představě. Nyní zhodnot' snadnost/obtížnost, se kterou jsi byla schopna tento mentální úkol provést.

HODNOCENÍ:

3. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj snožmo s nedominantní horní končetinou upaženou, kdy dlaň směřuje dolů a druhou horní končetinou připaženou.

POHYB: Svou upaženou nedominantní horní končetinu pomalým vodorovným pohybem předpaž. Během celého pohybu ji drž nataženou.

MENTÁLNÍ ÚKOL: Zaujmi výchozí pozici a pokus se vnímat, jak opět provádíš právě vykonaný pohyb, ale nyní bez jeho skutečného provedení. Následně zhodnot' snadnost/obtížnost, se kterou jsi byla schopna tento mentální úkol provést.

HODNOCENÍ:

4. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj s dolními končetinami mírně od sebe a horními končetinami vzpaženými.

POHYB: Pomalu se předkloň tak, aby ses prsty dotkla země či nohou. Poté se stejným způsobem vrať do výchozí pozice.

MENTÁLNÍ ÚKOL: Zaujmi výchozí pozici. Pokus se vidět samu sebe, jak provádíš právě vykonaný pohyb v co nejjasnější a nejživější představě. Nyní zhodnot' snadnost/obtížnost, se kterou jsi byla schopna tento mentální úkol provést.

HODNOCENÍ:

5. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj s dolními končetinami mírně od sebe a horními končetinami připaženými.

POHYB: Přejdi do mírného podřepu a následně se současným pohybem horních končetin směrem vzhůru vyskoč co nejvýše a snaž se dopadnout do výchozí pozice.

MENTÁLNÍ ÚKOL: Zaujmi výchozí pozici a pokus se vnímat, jak opět provádíš právě vykonaný pohyb, ale nyní bez jeho skutečného provedení. Následně zhodnot' snadnost/obtížnost, se kterou jsi byla schopna tento mentální úkol provést.

HODNOCENÍ:

6. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj snožmo s horními končetinami připaženými.

POHYB: Pomalu zvedni pravé koleno co nejvýše a opět jej pomalu vrať do výchozí pozice.

MENTÁLNÍ ÚKOL: Zaujmi výchozí pozici. Pokus se vidět samu sebe, jak provádíš právě vykonaný pohyb v co nejjasnější a nejživější představě. Nyní zhodnot' snadnost/obtížnost, se kterou jsi byla schopna tento mentální úkol provést.

HODNOCENÍ:

7. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj s dolními končetinami mírně od sebe a horními končetinami vzpaženými.

POHYB: Pomalu se předkloň tak, aby ses prsty dotkla země či nohou. Poté se stejným způsobem vrať do výchozí pozice.

MENTÁLNÍ ÚKOL: Zaujmi výchozí pozici a pokus se vnímat, jak opět provádíš právě vykonaný pohyb, ale nyní bez jeho skutečného provedení. Následně zhodnot' snadnost/obtížnost, se kterou jsi byla schopna tento mentální úkol provést.

HODNOCENÍ:

8. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj snožmo s nedominantní horní končetinou upaženou, kdy dlaň směřuje dolů a druhou horní končetinou připaženou.

POHYB: Svou upaženou nedominantní horní končetinu pomalým vodorovným pohybem předpaž. Během celého pohybu ji drž nataženou.

MENTÁLNÍ ÚKOL: Zaujmi výchozí pozici. Pokus se vidět samu sebe, jak provádíš právě vykonaný pohyb v co nejjasnější a nejživější představě. Nyní zhodnot' snadnost/obtížnost, se kterou jsi byla schopna tento mentální úkol provést.

HODNOCENÍ:

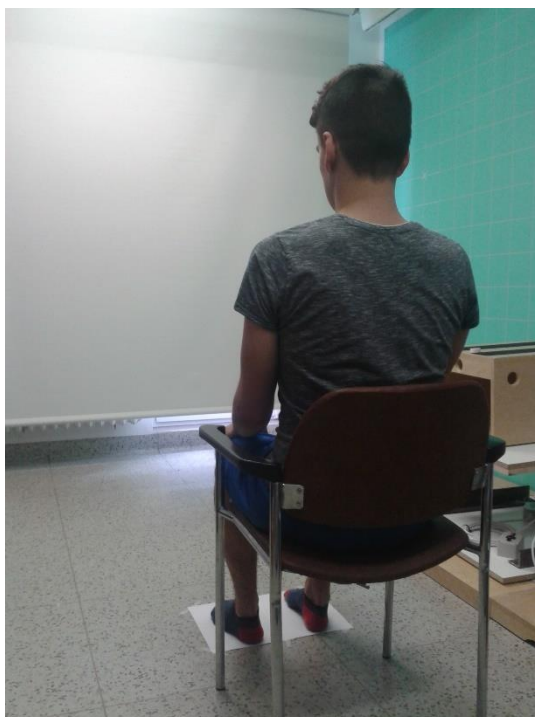
Příloha 3 Výsledky dotazníku MIQ-R

Jméno	Vizuální představa				Kinestetická představa			
	1. úkol	2. úkol	3. úkol	4. úkol	1. úkol	2. úkol	3. úkol	4. úkol
Proband 1	6	6	6	6	7	7	7	7
Proband 2	4	5	3	6	7	7	6	6
Proband 3	7	7	7	7	7	7	7	7
Proband 4	7	6	7	7	7	7	6	6
Proband 5	6	5	7	5	6	7	6	6
Proband 6	7	7	7	7	7	7	7	7
Proband 7	6	6	6	6	7	7	7	7
Proband 8	6	6	7	7	7	7	7	7
Proband 9	6	6	7	7	5	6	6	5
Proband 10	6	6	5	6	5	6	6	5
Proband 11	6	5	6	5	6	6	5	6
Proband 12	6	6	6	7	5	5	5	5
Proband 13	4	5	4	3	3	3	3	3
Proband 14	6	4	7	6	7	7	7	7
Proband 15	5	6	5	6	6	6	5	6
Proband 16	4	5	5	4	7	7	7	7
Proband 17	7	7	6	6	6	6	7	6
Proband 18	5	7	7	7	7	7	7	7
Proband 19	7	7	7	7	7	7	7	7
Proband 20	7	6	6	6	6	7	7	7
Proband 21	7	7	7	6	4	4	5	7
Proband 22	6	5	4	2	6	6	4	4
Proband 23	7	7	7	7	3	5	7	7
Proband 24	5	6	6	6	2	2	3	3
Proband 25	4	5	5	5	6	6	6	6
Proband 26	3	2	2	2	4	4	4	4
Proband 27	7	7	7	7	3	3	4	4
Proband 28	6	7	7	6	6	6	5	6
Proband 29	6	5	6	6	5	6	5	6
Proband 30	5	6	6	6	6	6	5	6

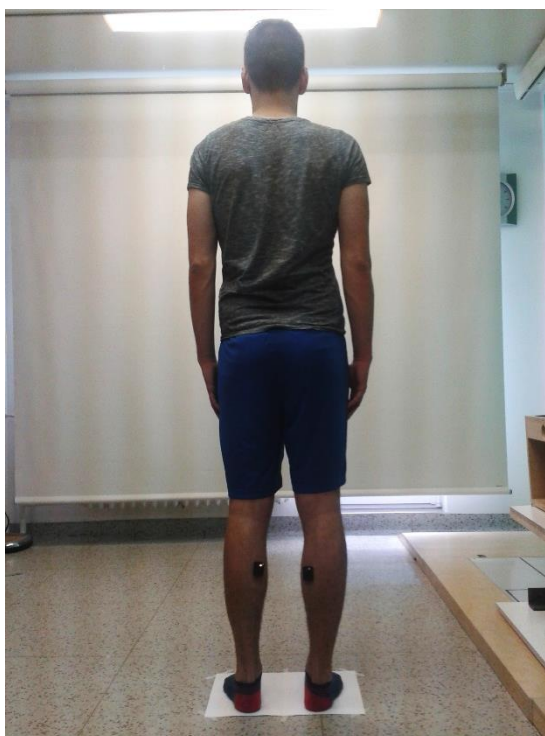
Proband 31	7	7	7	7	7	7	7	7
Proband 32	6	7	7	7	7	7	7	7
Proband 33	7	7	7	6	7	7	7	7
Proband 34	6	6	6	6	7	7	7	7
Proband 35	6	6	5	6	7	7	7	6
Proband 36	7	6	5	6	6	7	6	5
Proband 37	7	7	5	6	7	7	6	5

Příloha 4 Výchozí polohy v sedu (a) a ve stoji (b)

a



b



Příloha 5 Fotografie chodby, ve které si probandi představovali a realizovali chůzi



Příloha 6 Výsledky subjektivního hodnocení jednotlivých úkolů představy chůze

Proband 1		STOJ	SED
	Představa před chůzí	3	3
	Představa po chůzi	3	4
Proband 2		STOJ	SED
	Představa před chůzí	4	3
	Představa po chůzi	4	3
Proband 3		SED	STOJ
	Představa před chůzí	3	3
	Představa po chůzi	4	4
Proband 4		STOJ	SED
	Představa před chůzí	4	3
	Představa po chůzi	4	3
Proband 5		SED	STOJ
	Představa před chůzí	1	2
	Představa po chůzi	2	2
Proband 6		SED	STOJ
	Představa před chůzí	3	4
	Představa po chůzi	4	4
Proband 7		STOJ	SED
	Představa před chůzí	2	3
	Představa po chůzi	3	3
Proband 8		SED	STOJ
	Představa před chůzí	2	3
	Představa po chůzi	3	4
Proband 9		STOJ	SED
	Představa před chůzí	2	3
	Představa po chůzi	3	3
Proband 10		SED	STOJ
	Představa před chůzí	3	2
	Představa po chůzi	3	2

Proband 11		STOJ	SED
	Představa před chůzí	2	2
	Představa po chůzi	3	2
Proband 12		SED	STOJ
	Představa před chůzí	2	3
	Představa po chůzi	3	4
Proband 13		SED	STOJ
	Představa před chůzí	2	3
	Představa po chůzi	3	4
Proband 14		STOJ	SED
	Představa před chůzí	3	4
	Představa po chůzi	4	4
Proband 15		SED	STOJ
	Představa před chůzí	2	3
	Představa po chůzi	2	4
Proband 16		SED	STOJ
	Představa před chůzí	3	3
	Představa po chůzi	4	4
Proband 17		SED	STOJ
	Představa před chůzí	2	4
	Představa po chůzi	3	4
Proband 18		SED	STOJ
	Představa před chůzí	1	1
	Představa po chůzi	3	1
Proband 19		SED	STOJ
	Představa před chůzí	2	3
	Představa po chůzi	3	3
Proband 20		SED	STOJ
	Představa před chůzí	4	4
	Představa po chůzi	4	4
Proband 21		STOJ	SED
	Představa před chůzí	1	2
	Představa po chůzi	2	3

Proband 22		STOJ	SED
	Představa před chůzí	3	2
	Představa po chůzi	3	2
Proband 23		STOJ	SED
	Představa před chůzí	3	4
	Představa po chůzi	4	4
Proband 24		SED	STOJ
	Představa před chůzí	2	3
	Představa po chůzi	3	3
Proband 25		SED	STOJ
	Představa před chůzí	2	4
	Představa po chůzi	4	4
Proband 26		STOJ	SED
	Představa před chůzí	3	2
	Představa po chůzi	4	2
Proband 27		STOJ	SED
	Představa před chůzí	2	2
	Představa po chůzi	3	3
Proband 28		STOJ	SED
	Představa před chůzí	2	2
	Představa po chůzi	3	3
Proband 29		SED	STOJ
	Představa před chůzí	1	2
	Představa po chůzi	3	3
Proband 30		SED	STOJ
	Představa před chůzí	2	2
	Představa po chůzi	2	3
Proband 31		SED	STOJ
	Představa před chůzí	3	4
	Představa po chůzi	4	4
Proband 32		STOJ	SED
	Představa před chůzí	3	4
	Představa po chůzi	4	4

Proband 33		STOJ	SED
	Představa před chůzí	4	4
	Představa po chůzi	4	4
Proband 34		SED	STOJ
	Představa před chůzí	3	4
	Představa po chůzi	3	4
Proband 35		STOJ	SED
	Představa před chůzí	2	2
	Představa po chůzi	2	3
Proband 36		STOJ	SED
	Představa před chůzí	3	4
	Představa po chůzi	4	4
Proband 37		STOJ	SED
	Představa před chůzí	2	3
	Představa po chůzi	3	3