

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav fyzioterapie

**PŘEDSTAVA POHYBU A JEJÍ VLIV NA SVALOVOU
AKTIVITU**

Diplomová práce

Autor: Bc. Kamila Polehlová
Studijní obor: Fyzioterapie
Vedoucí práce: Mgr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Olomouc 2012

ANOTACE

Název práce v ČJ:

Představa pohybu a její vliv na svalovou aktivitu

Název práce v AJ:

Motor imagery and its influence on muscle activity

Datum zadání: 2010-01-11

Datum odevzdání: 2012-07-30

Ústav a vysoká škola: Ústav fyzioterapie, FZV UP v Olomouci

Autor práce: Polehlová Kamila, Bc.

Vedoucí práce: Mgr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Oponent práce: MUDr. Bronislava Schusterová

Abstrakt v ČJ:

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit aktivitu vybraných svalů dolní končetiny při představě komplexního pohybu (chůze) za různých situací v sedu a ve stoji. V teoretické části jsou uvedeny současné poznatky o neuromuskulárním řízení chůze, představě a pozorování pohybu. Výzkum byl prováděn pomocí povrchové elektromyografie na zdravých probandech. Z výsledků práce vyplývá, že se aktivita některých svalů dolní končetiny při představě chůze snižuje. Svalová aktivita během představy ve stoji byla podle očekávání vyšší než v sedu. Závěrem lze konstatovat, že svaly proximální a distální oblasti dolní končetiny reagují při představě chůze odlišně a že ve stoji dochází k větší facilitaci svalů než v sedu.

Abstrakt v AJ:

The aim of this thesis was to evaluate the activity of selected muscles of the lower extremity during motor imagery of a complex movement (gait) in different situations in the sitting and standing position. In the theoretical part there is described current knowledge of the neuromuscular control of gait, motor imagery and action observation. The research was performed by using surface electromyography in healthy subjects. The outcomes show decreased activity of some muscles of the lower extremity during motor imagery of gait. Muscle activity during motor imagery in the standing position was as expected increased than in the sitting position. The conclusion is that the proximal and distal muscles of the lower extremity

responded differently during motor imagery of gait and there is a larger facilitation of muscles in the standing position than in the sitting position.

Klíčová slova v ČJ:

představa pohybu, pozorování pohybu, chůze, řízení pohybu, svalová aktivita, povrchová elektromyografie

Klíčová slova v AJ:

motor imagery, action observation, gait, motor control, muscle activity, surface electromyography

Rozsah: 107 s., 8 příl.

Místo zpracování: Olomouc

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

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Barbory Kolářové, Ph.D. a uvedla všechny použité literární a odborné zdroje.

V Olomouci dne 30. července 2012

.....

Poděkování

Děkuji své vedoucí Mgr. Barboře Kolářové, Ph.D. za ochotu, odborné vedení, cenné rady a připomínky při realizaci diplomové práce, RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc při statistickém zpracování dat. Velký dík také patří mému příteli, který mi byl velkou oporou.

OBSAH

ÚVOD	8
1 TEORETICKÉ POZNATKY	10
1.1 Pohyb	10
1.1.1 Nervové řízení pohybu.....	10
1.1.1.1 Nervové struktury zapojené při pohybu	11
1.2 Chůze	13
1.2.1 Nervové řízení lokomoce.....	14
1.2.1.1 Generátory vzorce pohybu.....	14
1.2.1.2 Supraspinální struktury zodpovědné za řízení lokomoce	15
1.2.1.3 Vliv supraspinálních struktur na modulaci generátorů vzorce pohybu	18
1.3 Představa pohybu.....	18
1.3.1 Druhy představy pohybu.....	19
1.3.2 Aktivované oblasti mozku při představě pohybu	21
1.3.3 Kortikospinální excitabilita při představě pohybu.....	23
1.3.4 Periferní odezva na představu pohybu.....	26
1.3.5 Hodnocení představy pohybu	28
1.3.6 Využití představy pohybu v rehabilitaci.....	33
1.4 Pozorování pohybu	35
1.4.1 Systém zrcadlových neuronů.....	36
1.5 Prostředky detekující představu a pozorování pohybu.....	37
2 CÍLE A HYPOTÉZY.....	39
2.1 Cíle práce	39
2.2 Vědecké otázky a hypotézy	39
3 METODIKA VÝZKUMU.....	41
3.1 Charakteristika testovaného souboru	41
3.2 Postup měření	41
3.2.1 Příprava kůže a aplikace elektrod	41
3.2.2 Vlastní průběh měření.....	42
3.3 Zpracování a hodnocení elektromyografického záznamu	43
3.4 Statistické zpracování dat	44
4 VÝSLEDKY	45
4.1 Výsledky k vědecké otázce 1	46

4.1.1	Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení	46
4.2	Výsledky k vědecké otázce 2	51
4.2.1	Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení	52
4.3	Výsledky k vědecké otázce 3	56
4.3.1	Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení	56
4.4	Výsledky k vědecké otázce 4	61
4.4.1	Vyjádření k vědecké otázce na základě statistického hodnocení	61
5	DISKUZE	63
5.1	Diskuze k vědecké otázce 1	66
5.1.1	Diskuze k hypotézám H_{01} , H_{02} a H_{03}	66
5.1.2	Diskuze k hypotéze H_{04}	67
5.1.3	Diskuze k hypotéze H_{05}	68
5.2	Diskuze k vědecké otázce 2	69
5.2.1	Diskuze k hypotézám H_{06} , H_{07} a H_{08}	69
5.2.2	Diskuze k hypotéze H_{09}	70
5.2.3	Diskuze k hypotéze H_{010}	71
5.3	Diskuze k vědecké otázce 3	71
5.4	Diskuze k vědecké otázce 4	72
5.5	Diskuze k výzkumné metodě	73
5.6	Aplikace do praxe	74
ZÁVĚR	77
REFERENČNÍ SEZNAM	79
SEZNAM ZKRATEK	90
SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ	92
SEZNAM PŘÍLOH	94
PŘÍLOHY	95

ÚVOD

Pohyb je pro člověka velice esenciální záležitostí. Je řízen a regulován centrálním nervovým systémem. Ne vždy však může být pohyb prováděn. Existuje však způsob, jak motoriku do jisté míry zachovat. Jím je představa pohybu. Jedná se o myšlenkový proces, při kterém dochází pravděpodobně k aktivaci shodných oblastí nervového systému jako při pohybu, respektive jeho přípravě. Nicméně výsledkem není žádný motorický projev. Dochází k tomu zřejmě kvůli řízené blokaci primární motorické kůry. Představa pohybu se dělí na vizuální a kinestetickou, jež mají rozdílné vlastnosti. Kinestetická představa se více přibližuje svými projevy vlastnímu pohybu. Pro hodnocení schopnosti představy pohybu existují různé dotazníky, protože se předpokládá, že jedinec s vyšší schopností dosahuje výraznějších výsledků při představě.

Podobným procesem jako představa pohybu je také pozorování (observace) pohybu, jehož neurofyziologickým základem je pravděpodobně systém zrcadlových neuronů. Při sledování konkrétní činnosti, která je závislá na osobní zkušenosti, tak dochází k zapojení obdobných oblastí jako u představy pohybu, nicméně v menší míře.

Technika představy pohybu se využívá téměř pravidelně při tréninku sportovců či hudebních umělců pro zvýšení své výkonnosti. Začalo se debatovat o tom, zda je možné využít této metody i v rámci fyzioterapeutických postupů u jedinců s neuromuskulární poruchou. S tím souvisí stále větší množství studií zaměřených na populaci pacientů po cévní mozkové příhodě. Tématem těchto výzkumů bývá nejčastěji změna funkčních schopností horní končetiny paretické strany s využitím představy pohybu, kdy je patrné, že dochází ke zlepšení funkce a zvýšení svalové aktivity.

Cílem naší práce bylo zjistit, jakou aktivitu vyvinou svaly dolní končetiny při představě komplexního pohybu – chůze. Chůze je totiž důležitým prvkem v životě jedince. Její řízení je na rozdíl od jiných pohybů založeno na zčásti odlišném principu vlivem činnosti generátorů vzorce lokomočního pohybu uložených ve spinální míše. Přesto je však nezbytná další regulace chůze, která je již shodná s ostatními pohyby. Chtěli jsme tedy objasnit, jakou projevují svaly dolní končetiny aktivitu při iniciální představě chůze, představě chůze s observací a představě chůze po jejím vlastním

provedení a zjistit, jaké jsou mezi nimi rozdíly. Představa jako taková byla prováděna ve dvou výchozích pozicích – sedu a stojí. Cílem bylo zjistit, jaký vliv má odlišná poloha na svalovou aktivitu při představě. A v poslední řadě nás zajímalo, zda opravdu jedinci s lepší představivostí dosahují výraznějšího zvýšení svalové aktivity.

1 TEORETICKÉ POZNATKY

1.1 Pohyb

Pohyb je základním projevem života (Véle, 2006; Shummway-Cook, 2007; Trojan et al., 2005). Jedná se o velmi organizovanou činnost (Trojan et al., 2005). V rámci pochopení podstaty pohybu je nezbytné si uvědomit, že pohyb vzniká interakcí tří faktorů, jednotlivce jako takového, plněného úkolu a prostředí. Chybění jakékoliv složky by znamenalo jeho neúplnost (Shumway-Cook a Woollacott, 2007).

1.1.1 Nervové řízení pohybu

Pohyb člověka je řízen teleologicky, tedy za účelem dosažení konkrétního zamýšleného cíle. Účelně orientovaný pohyb můžeme považovat za výslednici působení mechanických sil a odporů a zároveň za výsledek řízení centrálního nervového systému (CNS), který ovládá použité mechanické síly vznikající ve svalech k dosažení konkrétního pohybu. Účel pohybu je ovlivňován nejen potřebami organismu pro udržení jeho integrity, ale i psychickými funkcemi, a slouží k zásahům do zevního i vnitřního prostředí.

Vliv mozku na činnost svalů je znám již od starověku (Véle, 2006). „O vztahu mozku a svalů píše Galenos ve své práci „De motu musculorum“ (o pohybu svalů) a říká doslova: „spiritus animalis“ (živočišný duch) proudí nervy z mozku do svalů a způsobuje jejich pohyb (Véle, 2006, s. 58).“ Dnes se mluví o proudu vzruchů mezi mozkem a svaly. Pohyb je tedy řízen činností CNS. Procesem řízení obecně se zabýval Wiener (in Véle, 2006), zakladatel kybernetiky – nauky o řízení motoriky. Řízení pohybu lze popsat jako účelové organizování aktivity pohybového systému k dosažení zamýšleného cíle. Účel pohybu je individuálního charakteru, závisí na mentalitě osobnosti a vnáší tím do řídicího pochodu faktor neurčitosti, se kterým je nutno počítat při analýze pohybu (Véle, 2006).

Motorika jedince je řízena CNS, jehož příkazy jsou přenášeny periferními nervy k výkonným orgánům, tedy svalům, pohybujícími kostrou (Trojan et al., 2005). O řízení volných pohybů se stále ještě mnohé neví. Nicméně existuje jakési obecné

řídící schéma motorické činnosti (Mareš, 2005a). Podkladem k provedení úmyslného pohybu jsou nervové mechanismy, které lze pomyslně rozdělit do několika fází. Prvotní popud k pohybu vychází z motivačních oblastí CNS, tedy struktur majících vztah k limbickému systému. Poté je provedena senzorická analýza prostředí, která dodá potřebné informace pro vypracování plánu pohybu. Následuje stanovení pohybového záměru, vytvoření motorického plánu a následné uskutečnění pohybu. Struktury zapojené do plánování a vykonání pohybu lze rozdělit do tří hlavních úrovní: spinální mícha, mozkový kmen a motorické oblasti mozkové kůry. Informace procházející těmito třemi úrovněmi mohou být upraveny dalšími dvěma strukturami, a to mozečkem a bazálními ganglii (Enoka, 2008; Shumway-Cook a Woollacott, 2007; Králíček, 2004; Trojan et al., 2005).

Rozhodnutí k účelovému pohybu závisí sice většinou na senzorických podnětech, ale také na předchozích zkušenostech uložených v paměti, které spolurozhodují při vzniku pohybového záměru. Pohyb může vzniknout tedy i z vnitřního rozhodnutí asociací předchozích zážitků vyvolaných z paměti bez ohledu na senzorickou aferenci (Véle, 2006).

1.1.1.1 Nervové struktury zapojené při pohybu

Aby mohl být pohyb vůbec proveden, musí nejprve vzniknout koncepce (idea) pohybu, jejímž výsledkem je vůle vykonat pohyb. V této fázi jsou aktivní struktury limbické kůry a frontálního laloku s pravděpodobnou účastí podkorových limbických struktur (Véle, 2006; Trojan et al., 2005). Aktivita se jeví i v retikulární formaci, kam se soustřeďují všechny aferentní signály (Véle, 2006). Předpokládá se, že veškeré senzorické informace jsou převáděny z asociálních korových oblastí do limbického systému, kde získají afektivní a konativní aspekt. Z limbického systému proniká informační signál dále do hypotalamu, kde se spouští a integruje příslušná odpověď organismu. Z hypotalamu se signál dostává zpět do asociálních korových oblastí, které zprostředkují uvědomění daného pocitu (složka kognitivní) (Králíček, 2004).

Senzitivní aferentace jdoucí z periferie udává, co se děje okolo jedince, kde v prostoru se nachází, jaká je vzájemná poloha kloubů, tzn. že dává mapu těla v prostoru. Aferentní signály z periferních receptorů (mechanoreceptorů, nociceptorů, termoreceptorů a chemoreceptorů) jdou ascendentními drahami do supraspinálních oblastí a dodávají informace z trupu, horních i dolních končetin. Přináší informace

o kožním čítí a propriocepci. Navíc sensorický systém poskytuje důležité informace o úkonu, který bude proveden. Centra v mozkové kůře přijímají všechny tyto informace a vytváří plán pohybu s ohledem k jeho účelu (Shumway-Cook a Woollacott, 2007).

Pohybový záměr je vytvořen na základě sensorických informací a určuje strategii pro dosažení cíle. Nejdříve dochází k výběru a zpracování vhodné sensorické informace, která je nutná ke zdárnému provedení úmyslného pohybu. To se děje v dorzální parietální asociační korové oblasti. Plán pohybu se vytvoří na základě vypracované strategie v prefrontální oblasti a suplementární motorické oblasti (SMA). Plán je převeden do premotorické oblasti (PM) a primární motorické oblasti (M1), odkud vychází povely pro provedení pohybu do nižších struktur (spinální míchy a mozkového kmene) a zároveň i do supraspinálních oblastí zapojených do plánování pohybu. PM odpovídá za iniciální fázi pohybu, při které dochází k nastavení jednotlivých částí těla vzhledem k cíli pohybu, tj. realizuje postojové pozadí, na které se dále superponuje cílený pohyb produkovaný M1. Primární motorická kůra určuje sílu a rychlost pohybu. Plán je také poslán do mozečku a bazálních ganglií, které jej upraví pro zdokonalení pohybu (Enoka, 2008; Shumway-Cook a Woollacott, 2007; Králíček, 2004).

Mozeček získává informace z periferních senzitivních receptorů, spinální míchy a motorických korových oblastí, což mu umožní porovnat plán pohybu s aktuální pozicí částí lidského těla zapojených při daném pohybu. Na základě tohoto porovnání pošle mozeček aktualizace pohybového plánu do motorické kůry a mozkového kmene, čímž upraví případný rozdíl mezi plánovaným a aktuálním motorickým projevem (Enoka, 2008). Bazální ganglia ovlivňují plánování pohybu, kdy mají vliv spíše na směr, amplitudu a rychlost pohybu než na aktivaci specifických svalových skupin. Bazální ganglia také působí na samotné vykonání pohybu, a to především při jeho iniciaci a řazení následných komponent pohybu (Enoka, 2008).

Poslední úroveň CNS před aktivací konkrétních svalů je spinální mícha, k jejímž neuronům přicházejí descendentní cesty z motorické kůry a mozkového kmene. Na základě přichozích informací spinální motoneurony aktivují svaly a jedinec provede daný pohyb. Pokud vznikne nějaká nesrovnalost, cestou spinálního reflexu dojde ke kompenzaci, kdy se poměry srovnají (Shumway-Cook a Woollacott, 2007).

1.2 Chůze

Chůze je nejběžnějším typem lokomoce (Véle, 2006). Jedná se o základní životní potřebu člověka při sebeobsluze (Perry a Burnfield, 2010; Véle, 2006; Verma et al., 2010). V literatuře se vyskytuje mnoho definic chůze. Obecně se jedná o přesun těla z místa na místo (Perry a Burnfield, 2010; Véle, 2006). Nejčastěji je však chůze definována jako základní lokomoční stereotyp charakteristický pro každého jedince (Perry a Burnfield, 2010; Kolář et al., 2009).

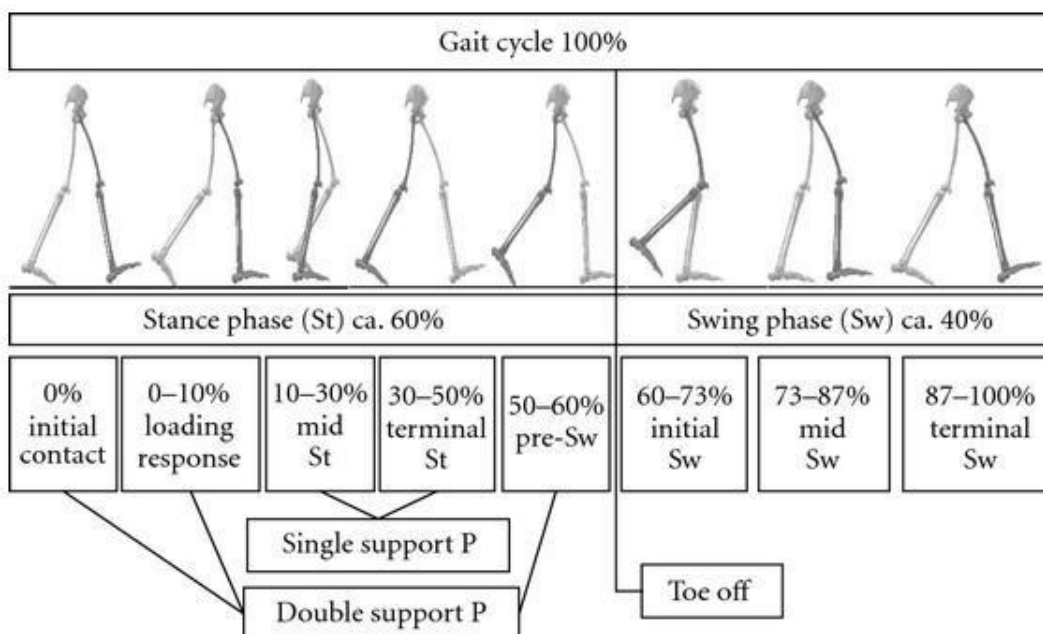
Ačkoli se zdá, že je chůze jednoduchý alternující pohyb, ve skutečnosti jde o složitý pohyb celého pohybového systému probíhající cyklicky podle určitého časového pořádku – timingu (Dvořák, 2003; Kolář et al., 2009; Véle, 2006). Chůze je za normálních podmínek dopředný pohyb s minimálním energetickým výdejem. Jakákoli výchylka od tohoto minima může být považována za její abnormální stereotyp (Gross et al., 2005).

Základní jednotkou chůze je krokový cyklus neboli dvojkrok. Je definován jako časový interval mezi dvěma následujícími, opakujícími se jevy v průběhu chůze. Dvojkrok je dán zahájením kontaktu jednoho chodidla s podložkou a ukončen opětovným kontaktem stejného chodidla.

Chůzi lze rozdělit do dvou základních pohybových fází, jednooporové a fáze dvojí opory (Perry a Burnfield, 2010; Whittle, 2007). Ty se u každé dolní končetiny cyklicky opakují. Jednooporová fáze se dále člení na fázi stojnou, kdy je končetina po celou dobu ve styku s podložkou a fází švihovou, kdy končetina postupuje vpřed bez kontaktu s podložkou. Ve fázi dvojí opory se podložky dotýkají obě dolní končetiny (Véle, 2006; Whittle, 2007). Charakteristickým znakem pro chůzi je tedy fakt, že alespoň jedna dolní končetina vždy zůstává v kontaktu s podložkou (Véle, 2006). Stojná fáze zaujímá přibližně 60 % krokového cyklu, švihová 40 % a z každé této fáze připadá okolo 10 % na dvojí oporu (Gross et al., 2005; Perry a Burnfield, 2010; Whittle, 2007). Tyto popsané fáze lze rozdělit ještě detailněji (viz obr. 1, s. 14). Nicméně názvosloví jednotlivých fází krokového cyklu se mnohdy v literárních zdrojích může lišit.

Při chůzi se zapojují v daném sledu jednotlivé svaly dolních končetin. Míra zapojení vybraných svalů během této aktivity lze vidět v příl. 1 (s. 95).

Obr. 1 Fáze krokového cyklu (Hartmann et al., 2010)



1.2.1 Nervové řízení lokomoce

Lidská chůze je chápána jako naučený zautomatizovaný proces (většinou regulovaný spinálními a subkortikálními strukturami CNS) (Mareš, 2005a; Sacco et al., 2006). I přesto při ní může docházet k zapojení kortikální kontroly. Může tak být vůlí upravována a řízena (Mareš, 2005a). Chůze je tedy výsledkem složitého regulačního mechanismu, do kterého je současně zapojena spinální mícha, mozkový kmen, mozeček, bazální ganglia, thalamus a mozková kůra (Kolář et al., 2009; Sacco et al., 2006). Zpětnou vazbu tvoří prakticky všechny proprioreceptory a exteroceptory pohybového systému. Normální průběh chůze závisí na integrované aktivitě regulačních okruhů všech uvedených struktur (Kolář et al., 2009).

1.2.1.1 Generátory vzorce pohybu

Předpokládá se, že celý lokomoční pohyb je výsledkem spuštění předem připraveného vzorce neuronální aktivity, který označujeme jako generátor vzorce pohybu (CPG). Pokud jde o spouštěcí mechanismus, je dosud velmi málo známý (Králíček, 2004).

Generátor vzorce lokomočního pohybu je situován ve spinální míše, a to samostatně pro každou končetinu, na základě čehož můžou být nezávisle ovládány (Králíček, 2004; Verma et al., 2010). Pokud jsou všechny končetiny v činnosti, je aktivita všech generátorů navzájem koordinována (Králíček, 2004). Generátory vzorce pohybu (CPGs) jsou sítě nervových buněk produkujících specifické, rytmické pohyby jako je chůze, a to bez vědomého úsilí a periferního aferentního feedbacku (Verma et al., 2010; Prentice et al., 2001). Chůze savců je založena na rytmické „pacemakerové“ aktivitě těchto spinálních lokomočních generátorů (Verma et al., 2010). Soudí se, že generátor vzorce lokomočního pohybu je aktivován signálem vycházejícím z jisté oblasti retikulární formace středního mozku označované jako mezencefalická lokomoční oblast. Toto centrum nejen spouští generátor lokomočního pohybu, ale určuje i charakter lokomoce, tj. zda půjde o chůzi, běh či cval (MacKay-Lyons, 2002; Králíček, 2004).

Důkaz CPGs u lidí je stále nepřímý, založený pouze na jednopřípadových studiích osob s různě závažným poraněním spinální míchy (Harkema et al., 2011; Hultborn a Nielsen, 2007; MacKay-Lyons, 2002) nebo na zvířecích studiích. Přímá extrapolace nálezů u zvířat na populaci lidí je problematická, a to zejména proto, že aktivita CPGs u lidí závisí mnohem více na supraspinálních vlivech než je tomu u zvířat (MacKay-Lyons, 2002; Prentice et al., 2001; Verma et al., 2010). Další úvahou znemožňující doslovnou extrapolaci nálezů ze zvířecích studií na lidskou populaci je větší neschopnost lidí udržet vzpřímenou posturu po míšním poranění, i když u nich již došlo k obnově neuronální aktivity na spinální úrovni. Pravděpodobně to může být způsobeno ztrátou rovnovážné kontroly (MacKay-Lyons, 2002). Z etického hlediska však nelze provádět stejně rozsáhlé pokusy na zvířatech i na lidech. Z dostupných důkazů se proto soudí, že i lidé mají CPGs stejně jako ostatní živočichové.

1.2.1.2 Supraspinální struktury zodpovědné za řízení lokomoce

Zatímco spinální mícha samotná je schopna generovat základní motorický lokomoční vzorec, informace z vyšších center (např. motorický kortex, bazální ganglia, mozeček a mozkový kmen) jsou vyžadovány k dosažení dostatečné stability, koordinace a propulze při chůzi (Prentice et al., 2001; Verma et al., 2010; MacKay-Lyons, 2002). Toto se potvrdilo ve studiích u koček a hlodavců, kde

poukazují také na závislost supraspinálních struktur, které se zapojují do adaptace pohybů chůze vzhledem k vlivu prostředí a motivaci (Bakker et al., 2008). Úspěšná lokomoce při náhlé změně zevního prostředí vyžaduje ještě propracovanější úroveň řízení. Vstupy ze supraspinálních struktur hrají mnohem větší roli v úpravě svalové aktivace jako odpověď na podmínky prostředí a jsou schopné regulace nebo potlačení základního lokomočního rytmu. Senzorické informace, jež se aktivují skrz supraspinální cesty nebo spinální reflexy mají také výrazný vliv na modifikaci lokomočních vzorců, jelikož poskytují informace týkající se stavu končetin, těla a okolního prostředí (Prentice et al., 2001; Verma et al., 2010).

Mozeček a bazální ganglia mají v řízení chůze zásadní význam. Některé oblasti bazálních ganglií a mozečku jsou považovány za systémy integrující automatizované hybné stereotypy (např. chůze a synkineze horními končetinami).

Mozeček se aktivuje ještě před započítím pohybu, přičemž přijímá eferentní kopie výstupu CPG vysílaného k motoneuronům skrz ventrální spinocerebelární a spinoretikulocerebelární dráhy, stejně jako informace o aktivitě periferního motorického systému skrz dorzální spinocerebelární trakt. Mozeček pak zpětně ovlivňuje motoneurony nepřímo skrz vestibulospinální, rubrospinální, retikulospinální a kortikospinální dráhy. Hlavní funkcí v lokomoční kontrole je tak pravděpodobně timing svalové aktivace a „jemné doladování“ výstupu adaptací každého krokového cyklu, aby byl maximálně úsporný a zároveň přesný (Kolář et al., 2009; MacKay-Lyons, 2002).

Bazální ganglia jsou v současné době považována za integrované části větších neurálních okruhů zahrnující mozkovou kůru a thalamus. Ty jsou zapojeny do široké škály motorických funkcí, kterými jsou plánování, iniciace, uskutečnění a ukončení motorických programů (MacKay-Lyons, 2002).

Studie založené na funkční magnetické rezonanci (fMRI) také zaznamenaly účast putamen (součást bazálních ganglií) během aktivní dorsiflexe hlezna, která se považuje za důležitou komponentu krokového cyklu (Sacco et al., 2009; Verma et al., 2010). Z těchto důvodů byla planti-dorsální flexe hlezna navržena jako vzorový příklad zobrazení mozkové aktivity pomocí fMRI relevantní pro chůzi. Dřívější studie totiž prokázaly, že samotná planti-dorsální flexe hlezna vytvářela podobné vzorce mozkové aktivity jako u chůze (Sacco et al., 2009). Putamen dostává informace z různých oblastí mozku, jimiž jsou primární motorická oblast (M1), premotorické

oblasti a suplementární motorická oblast (SMA) a promítá je k subkortikálním oblastem jako je thalamus. Proto poranění putamen by mohlo narušit komunikaci mezi kortikálními a subkortikálními motorickými oblastmi a narušit tak řízení lokomoce (Verma et al., 2010).

V několika studiích byla zkoumána mozková aktivita během skutečné chůze u zdravých jedinců. Fukuyama et al. (1997) zjistili, že mezi aktivní části mozku patří SMA, mediální primární somatosenzorický kortex, striatum, cerebellum a vizuální kortex. Miyai et al. (2001) zase určili, že chůze a flexe nohy způsobuje bilaterální aktivaci M1 a SMA (Deuschländer et al., 2009; Sacco et al., 2009).

Transkraniální magnetická stimulace (TMS) poskytla elektrofyziologický důkaz, že je motorický kortex zapojen do řízení svalů hlezna během chůze. Podobně i blízká infračervená spektroskopie ukázala specifické metabolické odpovědi v mediálních částech sulcus centralis během skutečné chůze. Dále jednofotonová emisní výpočetní tomografie odhalila, že mozkové struktury, kromě primárního motorického kortexu, jako je premotorický kortex, parietální kortex, bazální ganglia a cerebellum také přispívají k chůzi. Nicméně protože tyto studie vyšetřovaly aktuální chůzi, nemohly rozpoznat, zdali se tyto účinky týkaly dopředné kontroly chůze nebo změn v somatosenzorické zpětné vazbě během chůze (Bakker et al., 2008).

Další studie zaznamenaly zvýšenou aktivitu v mediální primární somatosenzorické oblasti, SMA, prefrontálním kortexu, cerebelárních hemisférách a vermisu, dorsálním mozkovém kmeni a vizuálním kortexu. Užití funkčního zobrazování kortikálních procesů lokomoce ve studiích je značně omezeno nemožností provedení aktuálních lokomočních úkolů ve standardních přístrojích magnetické rezonance a pozitronové emisní tomografie. Protože některé neurozobrazovací studie prokázaly, že senzomotorické aktivace během aktuálního provedení jednoduchých pohybových úkolů odpovídají blízce těm během imaginárních pohybů, mnoho studií funkčních zobrazování použilo mentální představu lokomočních úkolů (Deuschländer et al., 2009). Ve své vlastní práci Deuschländer et al. (2009) pomocí fMRI zjistili během představy stoje, chůze a běhu aktivaci v gyrus parahippocampalis a gyrus fusiforme (zodpovídající za vizuospeciální orientaci), v mozečku (centrum lokomoce pro řízení rychlosti), bazálních gangliích, thalamu a prefrontálním kortexu.

1.2.1.3 Vliv supraspinálních struktur na modulaci generátorů vzorce pohybu

Orlovsky (in MacKay-Lyons, 2002) stanovil 5 funkcí supraspinálních oblastí v kontrole lokomoce: aktivace spinálních lokomočních CPGs, kontrolování intenzity působení CPG, udržení rovnováhy během lokomoce, přizpůsobení se končetin zevním podmínkám a koordinace lokomoce s jinými pohybovými činnostmi.

Ačkoli zůstává interakce supraspinálních vlivů a CPGs nejasná, dvě skutečnosti se jeví všeobecně platné. První je, že supraspinální kontrola spinálních lokomočních CPGs se zdá být pro všechny třídy obratlovců podobná. U všech se nachází jádra v mezencefalonu označována jako mezencefalická lokomoční oblast, která iniciuje lokomoci přes aktivaci nižších retikulospinálních neuronů mozkového kmene. U koček bylo zjištěno zapojení dvou odlišných descendentních drah – fasciculus longitudinalis medialis s buňkami začínajícími v mediální pontomedulární retikulární formaci a tractus vestibulospinalis lateralis s buňkami začínajícími v laterálním vestibulárním (Deitersově) jádru. Přenos signálu k flexorovým motoneuronům je následně facilitován během flekční fáze kroku a přenos k extenzorovým motoneuronům během extenční fáze. Druhou skutečností je, že supraspinální a CPG interakce je mnohem komplexnější než se dříve myslelo. Tvrdí se, že pouhý signál jdoucí z retikulospinálních neuronů na spinální CPGs může mít variabilní a nepředvídatelné efekty. Proto se zpětná vazba skrz spinoretikulární neurony a vstupy z jiných oblastí mozku, které byly popsány již v předešlém pododdíle, zdá být nezbytná ke stabilizaci lokomočního rytmu (MacKay-Lyons, 2002). CPGs aktivita je tak významně upravena pro splnění funkčních podmínek bipedální chůze. Při složitých požadavcích denních aktivit souvisejících s chůzí upravuje motorický kortex pevně dané synergie lokomoce vytvořené na základě CPGs (Sacco et al., 2009; Verma et al., 2010). Účelná a úspěšná lokomoce tedy vyžaduje značnou součinnost spinálních mechanismů a supraspinálních struktur (viz příl. 2, s. 96) (MacKay-Lyons, 2002).

1.3 Představa pohybu

V předchozím textu bylo popisováno zapojení jednotlivých neurálních oblastí při provedení pohybu. Lidský mozek však umožňuje i jiný typ pohybu, a to pohyb

v představě, bez zapojení kosterního svalstva. Představa pohybu je myšlenkový proces, při kterém si jedinec představuje, že provádí pohyb bez jeho skutečného vykonání (Guillot et al., 2009a; Lebon et al., 2008; de Vries a Mulder, 2007). Jedná se o dynamický stav, kdy dochází k vědomé aktivaci mozkových oblastí, které jsou zapojeny také při přípravě pohybu a jeho provedení, doprovázenou vědomou inhibicí skutečného pohybu (de Vries a Mulder, 2007). Pokud se provádí představa pohybu opakovaně, bývá již označována jako mentální trénink. Za cíl má nácvik či zlepšení motorických aktivit (Dickstein a Deutsch, 2007; Malouin a Richards, 2010). Dále také může představa pohybu sloužit ke snížení bolesti (Guillot et al., 2009b).

1.3.1 Druhy představy pohybu

Aby mohlo dojít k představě pohybu, musí být součástí tohoto aktivního procesu některé důležité komponenty (vizuální, sluchová, taktilní či kinestetická). Generace představy pohybu je tak uskutečňována zejména vizuální a kinestetickou složkou (Guillot et al., 2009b). Existuje proto časté dělení představy pohybu na externí (vizuální) a interní (kinestetickou). Mahoney a Avener (in Dickstein a Deutsch, 2007) rozlišovali mezi externí (vizuální) a interní (kinestetickou) představou následovně: ve vnější představě vnímá osoba sebe sama z perspektivy vnějšího pozorovatele, kdežto u vnitřní představy si osoba představuje, že se nachází uvnitř svého vlastního těla a prožívá pocity, které by mohly v reálné situaci nastat. V současných psychologických a klinických studiích definice vizuální představy znázorňuje autovizualizaci činnosti, zatímco kinestetická představa značí somestetické vnímání vyvolané určitou činností (Dickstein a Deutsch, 2007; Solodkin et al., 2006).

Někteří autoři dělí představu pohybu ještě z hlediska perspektivy: a to z perspektivy třetí osoby (externí představa), kdy si jako divák představuje pohyb jiné osoby, nebo z perspektivy první osoby (interní představa), kdy si zevnitř představuje svůj vlastní pohyb. Každá perspektiva má odlišné charakteristické rysy. Zatímco zevní perspektiva představuje vizualizaci pohybové úlohy, perspektiva vnitřní je kromě této vizualizace spojena také s kinestetickým vnímáním předstíraných pohybů, tudíž využívá jak vizuální, tak kinestetické podněty (Dickstein a Deutsch, 2007; Malouin a Richards, 2010).

Použití vizuální nebo kinestetické motorické představy se zdá být ovlivněno typem úkolu a fází učení. Pro učení se novému pohybovému úkolu Fery (in Dickstein a Deutsch, 2007) prokázal, že použití vizuální představy bylo vhodnější pro ty úkoly, které kladou důraz na formu pohybu, zatímco kinestetická představa se ukázala být efektivnější u úkolů zdůrazňující timing či koordinaci pohybu. Hall et al. (in Dickstein a Deutsch, 2007) zase tvrdili, že použití kinestetické představy bylo výhodnější při tréninku uzavřených pohybových dovedností, kde nedochází k výraznějším změnám v prostředí. Oproti tomu vizuální představa se ukázala být prospěšnější při tréninku otevřených motorických dovedností, kde je proměnlivé prostředí. Vzhledem k tomu ale, že dělení představy pohybu na vizuální a kinestetickou je velice umělé, snad až teoretické, může být použito u většiny jedinců jak vizuální, tak i kinestetické představy (Dickstein a Deutsch, 2007).

V některých studiích byly zjištěny odlišné charakteristické vlastnosti vizuální a kinestetické představy pohybu. Například zatímco kinestetickou představu je obtížné vyjádřit slovy, u vizuální představy tento problém nenastává. Kinestetická představa navíc dodržuje Fittův zákon (tj., že myšlený pohyb pomocí kinestetické představy vykazuje stejné limitace jako je tomu u vykonávaných pohybů), kdežto u vizuální představy tomu tak není. Jinými slovy to znamená, že během kinestetické představy nemůže osoba provádět pohyby vyšší rychlostí než během viditelného provedení, a tak je tomu i při úrazu, jehož vlivem dojde ke snížení rychlosti vykonávaného pohybu. Oproti tomu během vizuální představy si může osoba představovat pohyby, které daleko převyšují fyziologické limitace provedení. Dále se kinestetická představa oproti vizuální přibližuje vykonanému pohybu jistými fyziologickými změnami. Například dochází ke zvýšení excitability kortikospinální dráhy a k nárůstu elektromyografické (EMG) aktivity ve smyslu zvýšení tonu ve svalech. V neposlední řadě byly také u kinestetické představy usilovného pohybu prokázány průvodní změny ve vegetativním systému podobné těm přítomným během skutečného provedení pohybu. Mezi ně se řadí hlavně zvýšená tepová a dechová frekvence. Protože kinestetická představa má více shodných fyziologických vlastností s provedením pohybu než je tomu u vizuální představy, je blíže spojována s motorickými funkcemi jakými jsou příprava pohybu, napodobování a anticipace, potlačení či upřesnění motorické dovednosti (Solodkin et al., 2006).

1.3.2 Aktivované oblasti mozku při představě pohybu

Již roky se mnohé studie zabírají otázkou, zdali dochází při představě pohybu k aktivaci mozku. K tomu účelu se používají různé zobrazovací techniky, jakými jsou například funkční magnetická rezonance (fMRI) nebo pozitronová emisní tomografie.

Oblasti nervového systému, které jsou často při představě pohybu zaznamenány jako aktivní, jsou ty části mozku, které mají vztah k funkcím plánování a kontroly pohybů (de Vries a Mulder, 2007). Řadí se k nim premotorická korová oblast (PM), suplementární motorická oblast (SMA), prefrontální a parietální korová oblast, primární a sekundární senzitivní korová oblast, bazální ganglia a mozeček (Solodkin et al., 2004; de Vries a Mulder, 2007). Dále může také docházet k zapojení sekundární sluchové a limbické korové oblasti (Solodkin et al., 2004). Některé studie udávají zapojení i výkonnější části CNS při představě pohybu, kterou je primární motorická oblast (M1). Toto tvrzení bylo však jinými studiemi vyvráceno, a proto je zapojení M1 při představě pohybu stále předmětem debat (de Vries a Mulder, 2007).

Bylo tedy zjištěno, že během představy pohybu dochází v mozku k zapojení SMA, jež je brána za převládající oblast při představě pohybu (Yang et al., 2009). Dokonce bylo prokázáno, že neurony SMA se aktivují více při představě pohybu než při jeho provedení. Je tak vyzdvížena zásadní role této struktury ve zprostředkování představy pohybu (Guillot et al., 2009a). Výsledky Yanga et al. (2009) ukazují, že tato oblast zůstává aktivní po celou dobu procesu představy pohybu. Naznačují tak, že SMA hraje klíčovou roli v přípravě a pohotovosti akce. Kromě ní ale dochází i k aktivaci dalších oblastí.

Mezi ně patří například dorsální část PM, která se nachází v precentrální kůře mozku. Je popisováno, že hraje důležitou roli při přípravě pohybu a jeho následném provedení a je zapojena do systému, jenž je zodpovědný za programování sekvenčních pohybů pod senzorickým vedením a za nalezení abstraktních plánů akce. Také bylo potvrzeno, že podíl aktivace premotorických oblastí se zvyšuje se zvyšující se složitostí představovaných pohybů.

V precentrální kůře mozku se při představě pohybu zapojuje i jiná oblast, a to primární motorická (M1) (Yang et al., 2009). Zapojení této oblasti ale stále zůstává velice sporné, protože některé studie aktivaci této oblasti potvrdily, jiné zase ne (Avanzino et al., 2009; Solodkin et al., 2004; de Vries a Mulder, 2007; Yang et al.,

2009). Nedostatečné zapojení M1 během představy pohybu může být vysvětleno jako způsob, kterým systém zabraňuje vytvoření patrných pohybů při představě (Solodkin et al., 2004). Inhibice je pravděpodobně řízena ze SMA, která je při představě pohybu zapojena ve větší míře než při samotném provádění (Avanzino et al., 2009).

V mnoha studiích věnujících se představě pohybu byla také zdůrazněna rozsáhlá aktivace parietální oblasti, a to jak její inferiorní, tak superiorní části.

V neposlední řadě dochází také k zapojení oblasti postcentrální, která zahrnuje primární a sekundární somatosenzorický kortex (Yang et al., 2009).

Všechny výše zmíněné oblasti mozku jsou zapojeny také při skutečném provedení pohybu. Existuje však rozdíl mezi představou a provedením pohybu, a to ve velikosti aktivace jednotlivých oblastí. Velikost zapojení je výrazně nižší, když si jedinec pohyb pouze představuje v porovnání se skutečným provedením úkonu (Solodkin et al., 2004).

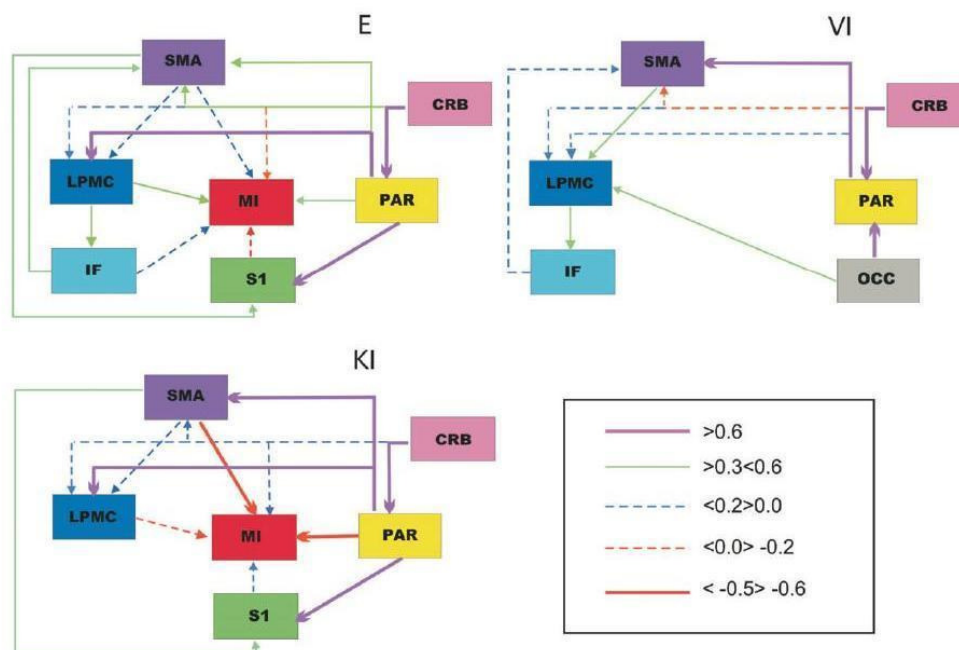
Některé studie zacházejí tak do detailu, že porovnávají mozkovou aktivitu při vizuální versus kinestetické představě pohybu (Guillot et al., 2009a; Solodkin et al., 2004). U těchto dvou druhů představy byly také zjištěny rozdíly v mozkové aktivitě. Na základě své studie došli Guillot et al. (2009a) k závěru, že se během vizuální představy zapojují primární zrková oblast a k ní přiléhající sekundární zrková oblast (tzv. prestriatální kortex) nacházející se v okcipitálním laloku a dále superiorní část parietálního laloku. U kinestetické představy byla naopak zjištěna výrazná bilaterální aktivace inferiorní části parietálního laloku. Dále byla také prokázána aktivita v několika s pohybem souvisejících oblastech zahrnující putamen, nucleus caudatus a cerebelární hemisféry. Aktivace ventrální části PM byla zjištěna také výhradně u kinestetické představy. Oproti tomu Solodkin et al. (2004) aktivitu v této oblasti nepotvrdili.

Při kinestetické představě tak dochází k mnohem podobnějšímu zapojení mozkových oblastí v porovnání se skutečným provedením pohybu než je tomu u vizuální představy. A to se netýká pouze aktivních struktur, ale také velikostí jejich funkčního propojení. Nejvýraznější rozdíly ve funkčním propojení byly zjištěny ve vstupech k M1. Během kinestetické představy byla současně se snížením vlivu dorsální části laterálního premotorického kortexu (LPMC) na M1 zvýšena míra vlivu jak SMA, tak superiorní části parietální oblasti (PAR) na M1. V kontrastu se slabě

pozitivním vlivem těchto oblastí během skutečného provedení pohybu byl jejich vliv při kinestetické představě silně negativní. Tyto negativní hodnoty by mohly být interpretovány jako efekt suprese SMA a PAR na M1, a proto během kinestetické představy nedochází k patrným pohybům. Vše lze pozorovat na obr. 2.

Ačkoli jsou nervové okruhy vizuální a kinestetické představy dosti odlišné, i přesto je u obou nalezeno intenzivní propojení jdoucí od PAR k SMA, které není během provedení pohybu patrné (viz obr. 2). Tento silný vzájemný vztah od PAR k SMA by mohl odrážet jeho důležitou roli ve zpracování motorické představy, neboť existuje domněnka, že právě tyto spoje jsou zodpovědné za potlačení aktivity v M1 (Solodkin et al., 2004).

Obr. 2 Schéma intenzity zapojení mozkových oblastí během provedení pohybu a představy pohybu (upraveno dle Solodkina et al., 2004)



M1 (primary motor cortex), S1 (primary and secondary somatosensory cortices), LPMC (lateral premotor cortex, dorsal), SMA (supplementary and pre-supplementary motor areas), CRB (cerebellum), PAR (superior parietal lobule and intra-parietal sulcal area), IF (inferior frontal cortex, LPMC ventral; inferior frontal gyrus and anterior insular cortex), OCC (occipital lobe)

Legenda: E – provedení pohybu, VI – vizuální představa pohybu, KI – kinestetická představa pohybu

1.3.3 Kortikospinální excitabilita při představě pohybu

Nervové, svalové a smyslové buňky reagují na změnu prostředí, čili projevují excitabilitu. Jde o schopnost vytvářet akční potenciál v odpovědi na podráždění

buněčné membrány (Dylevský, 2009; Orel et al., 2009; Brodal, 2010). Motoneurony svalu jsou přednastavovány na určitý stupeň excitability. Ten je závislý na poloze segmentu, psychickém stavu, motivaci a dechové fázi. Ve stoji, v nádechu a za emoční situace je excitabilita vyšší (Véle, 2006).

Jednou z možností jak zjistit, zda při představě pohybu dochází k nárůstu kortikospinální excitability, je použití transkraniální magnetické stimulace (TMS) přes primární motorický kortex, což je široce uznávaná technika sloužící k vyšetřování změn v excitabilitě kortikospinálního systému (Bakker et al., 2008; Maeda et al., 2002).

V mnoha studiích zabývajících se představou pohybu u zdravých jedinců bylo prokázáno zvýšení kortikospinální excitability. Tyto excitabilní změny prozkoumané TMS jsou specifické pro ty svaly, které se podílí na představě pohybu. Stejně svaly jsou aktivní při skutečném provedení pohybu (Bakker et al., 2008; Liepert a Neveling, 2009; Tremblay et al., 2001). Nicméně bylo prokázáno, že i u svalů, které se na představě pohybu nepodílejí, dochází, i když mnohem menší měrou, k nárůstu excitability (Bakker et al., 2008).

Téměř všechny tyto studie pojednávají o pohybech ruky či jejích prstů. Pouze malá část studií se zabírala vyšetřováním změny v kortikospinální excitabilitě během představy pohybu dolní končetiny (Bakker et al., 2008; Liepert a Neveling, 2009; Tremblay et al., 2001). Tremblay et al. (2001) kupříkladu zjistili specifický nárůst kortikospinální excitability v musculus (m.) quadriceps femoris během představy pohybu extenze v koleni v porovnání s klidovým stavem. Studie Bakker et al. (2008) a Lieperta a Neveling (2009) se zase zabývají představou pohybu hlezna do dorziflexe, kde zjistili zvýšení kortikospinální excitability v m. tibialis anterior.

Po dlouhou dobu se studie zabývaly zjišťováním změn kortikospinální excitability při představě jednoduchých pohybů. Až studie Bakker et al. (2008) se zaměřila na vyšetření kortikospinální excitability během představy složitějšího pohybu dolní končetinou, tj. představy chůze. Zde se projevilo zvýšení kortikospinální excitability pouze u těch jedinců, kteří prokazovali největší přírůstky během představy dorziflexe hlezna. Bakker et al. (2008) z těchto výsledků vyvodili, že pouze ty osoby, které se dokáží specificky zaměřit na m. tibialis anterior během prosté dorziflexe hlezna, mohou být také schopny zaměřit se na tento sval během představy chůze. To by souhlasilo s nálezy fMRI, kdy je aktivita kortikálních motorických oblastí

během představy pohybu rozšířena za předpokladu, že jsou osoby trénovány k zaměření své pozornosti na pohyby dolní končetiny podílející se na chůzi. V souhrnu lze tedy říci, že kortikospinální účinky představy pohybu jednoduchého úkolu mohou předpovídat existenci podobných kortikospinálních účinků u představy pohybu složitějšího úkolu, v němž figuruje tentýž sval (Bakker et al., 2008).

Ve studii Bakker et al. (2008) padla zmínka také o tom, že poloha vsedě (jak tomu v tomto případě bylo), může být díky flektovaným kolenům méně vhodná pro představu chůze než poloha vleže, která se běžně využívá při experimentech pomocí fMRI. Již dřívější práce totiž prokázaly, že představa pohybu zvyšuje kortikospinální excitabilitu, pokud postoj jedince odpovídá výchozí postuře představujícího si pohybu, ale nikoli když se držení těla liší od představovaného držení (Bakker et al., 2008).

Nyní nastává otázka původu excitabilních změn. Během představy pohybu dochází ke snížení intrakortikální inhibice, a to v závislosti na typu pohybu. Naopak intrakortikální facilitace (Liepert a Neveling, 2009) a spinální motorická excitabilita, jak se zdá, zůstává nezměněna. To, že nedochází ke změnám ve spinální excitabilitě, bylo zjišťováno především testováním H-reflexu (Hale et al., 2003; Bakker et al., 2008; Liepert a Neveling, 2009) a F-vln (Liepert a Neveling, 2009), kdy jejich parametry zůstávaly nezměněny. Bylo zjištěno, že F-vlna je mnohem méně senzitivní na změny excitability α -motoneuronů než H-reflex. Proto je možné, že F-vlna není schopna detekovat malé změny excitability α -motoneuronů (Aoyama a Kaneko, 2011).

Nicméně do určité míry může docházet i ke zvýšení spinální excitability, jak tvrdí Liepert a Neveling (2009). Li et al. (2004), také ve své studii došli k závěru, že má představa pohybu významný vliv na spinální segmentální okruh. To bylo zjišťováno pomocí myotatického reflexu. Vysvětlením pro nesoulad výsledků při použití H-reflexu a myotatického reflexu je pravděpodobně odlišná senzitivita presynaptické inhibice u těchto reflexů a absence svalových vřetének u H-reflexu. Morita et al. (in Aoyama a Kaneko, 2011) zjistili, že H-reflex je mnohem senzitivnější na presynaptickou inhibici Ia aferentních nervových vláken než myotatický reflex. Přítomnost svalových vřetének uvnitř drah myotatického reflexu a jejich absence u H-reflexu naznačuje možnost, že představa pohybu moduluje přírůstek myotatického reflexu skrz γ -motoneurony, zatímco aktivace α -motoneuronů se do určité podprahové úrovně nemění, proto H-reflex není schopen detekovat rozdíl v excitabilitě. Tato

selektivní aktivita γ -motoneuronů může být dána menší velikostí buněk, a tedy jejich větším počtem oproti α -motoneuronům, a také díky „principu velikosti“ navrženého Hennemanem (Aoyama a Kaneko, 2011), kdy dochází nejprve k aktivaci malých motorických jednotek (Enoka, 2008; Latash, 2008). K podobným výsledkům došla ve své práci i Jeannerod (in Hale et al., 2003), která u osob provádějících představu pohybu zaznamenala malé zvýšení amplitudy H-reflexu a vyšší nárůst v myotatických reflexech.

Za indikátor excitability v primárním motorickém kortexu je tedy brána intrakortikální inhibice, díky níž dochází při představě pohybu k disinhibici v motorickém kortexu (Liepert a Neveling, 2009). Díky těmto častým nálezům bývá navrhován supraspinální původ excitabilních změn při představě pohybu (Bakker et al., 2008; Liepert a Neveling, 2009).

1.3.4 Periferní odezva na představu pohybu

Bylo prokázáno, že při představě pohybu dojde k výraznějším fyziologickým odpovědím na periférii ve srovnání s klidovým stavem (Mulder et al., 2005; Wilson et al., 2010). K těmto fyziologickým odpovědím se řadí jednak vegetativní změny, a také, neméně důležitá, svalová aktivita (Mulder et al., 2005).

U vegetativních změn je při představě pohybu nejčastěji pozorován nárůst kardiopulsační funkce, tj. tepové (Dickstein a Deutsch, 2007; Mulder et al., 2005; Wilson et al., 2010) a dechové frekvence (Dickstein a Deutsch, 2007; Mulder et al., 2005). Míra jejich zvýšení úzce souvisí s nárůstem mentálního úsilí (Dickstein a Deutsch, 2007; Mulder et al., 2005). Tyto vegetativní odpovědi spojené s fyzickým úsilím se mění stejným způsobem jak během představy pohybu, tak i před provedením namáhavého pohybu, kdy se tento jev využívá k adaptaci organismu na očekávanou námahu (Mulder et al., 2005).

Naopak i pomocí prostého změření těchto vegetativních funkcí lze poskytnout odhad velikosti zapojení jedinců do tréninku představy (Dickstein a Deutsch, 2007; Lotze a Halsband, 2006). Jde však pouze o zcela elementární informace a přesná kontrola toho, co jedinec opravdu dělá během představy pohybu tak stále zůstává otázkou (Lotze a Halsband, 2006).

Další fyziologickou odpovědí, kterou se v nynější době zabývá stále více studií, je změna svalové aktivity. I když je představa pohybu spojována s blokadou provedení pohybu, bylo u mnoha studií nalezeno zvýšení EMG aktivity spojené se zvýšením kortikospinální excitability a svalového tonu (Lebon et al., 2008; Mulder et al., 2005; Wilson et al., 2010). To je pravděpodobně způsobeno nekompletní inhibicí motorického povelu, což vede k podprahové až blížící se prahové EMG aktivitě (Lebon et al., 2008; Wilson et al., 2010). Zvýšení excitability motoneuronů a jeho přiblížení k prahovému napětí naznačuje, že je představa pohybu součástí přípravy pro provedení skutečného pohybu (Solodkin et al., 2004; Solodkin et al., 2006). Stále však existují spory o tom, zda dochází během představy pohybu k detekci této aktivity, přičemž ta se zjišťuje pomocí elektromyografie (Wilson et al., 2010).

Bylo zjištěno, že EMG aktivita vyvolaná během představy pohybu má tendenci sledovat charakteristiky představovaného pohybu, tzn. že EMG odezva je vyšší při představě náročnějšího pohybu vůči jednoduchému (např. představa zvedání těžkých versus lehkých břemen). Také byla zjištěna vyšší EMG aktivita během koncentrické fáze představovaného pohybu než během jeho excentrické fáze. Tyto oba fenomény lze očekávat také během skutečného provedení pohybu (Lebon et al., 2008; Wilson et al., 2010). Tyto nálezy potvrzují strukturální a funkční spojitost představy pohybu a skutečného provedení, i když při představě pohybu se projevují nižšími hodnotami (Lebon et al., 2008). Dále se tvrdí, že obsah pohybové představy je spojován s lokací fyziologické odpovědi. To znamená, že nedochází k celkovému nárůstu ve fyziologické aktivitě, nýbrž záleží na tom, jaká konkrétní část těla (např. levá versus pravá horní končetina) a konkrétně jaký pohyb (např. flexe versus extenze) jsou představovány, což vede ke vzniku specifických fyziologických odpovědí. Jinak řečeno při představě konkrétního pohybu dochází k aktivaci stejných svalů jak při fyzickém provedení pohybu (Lebon et al., 2008; Mulder et al., 2005; Wilson et al., 2010). Kupříkladu tedy, když má jedinec za úkol představit si flexi v pravém lokti, dojde ke zvýšení EMG aktivity v pravém m. biceps brachii, nikoli však v levém m. biceps brachii či obou muscili tricipitis brachii (nezacílených svalech), ty se nebudou výrazně lišit od bazální aktivity (Wilson et al., 2010). Lebon et al. (2008) dospěli k podobným výsledkům. Pouze aktivita v m. triceps brachii při flexi v lokti byla naměřena vyšší než za klidových podmínek, nicméně se již nelišila

v závislosti na typu kontrakce. Proto může být vyvozeno, že tento sval není sice úkolově specifický, ale zajišťuje kokontrakci.

Přestože byl v mnoha studiích zaznamenán nárůst EMG aktivity při představě pohybu, v jiných nebyli autoři schopni prokázat žádnou svalovou aktivaci těchto periferních systémů současně s představou pohybu (Lebon et al., 2008; Mulder et al., 2005; Wilson et al., 2010). I přesto však docházelo ke zvýšení výkonu pohybu. Představa pohybu tak může být viděna jako vnitřní simulace pohybu, která vyvolává pseudoproprioceptivní informace. Tyto informace pak formují základ pro zlepšení pohybu bez skutečného provedení. Tento centrální pohled naznačuje, že svalová aktivace skutečně není nezbytná (Mulder et al., 2005). Vzhledem k mnoha odlišnostem mezi jednotlivými studii (použití různých svalů, rozdílné instrukce k představě, rozdílné metody EMG zaznamenávání) je obtížné vytvořit nějaké pevně dané závěry k tomu, proč tyto odlišnosti nastávají, nicméně jak se zdá, mohou v tom hrát určitou roli motivační a emoční procesy, které mohou vést k vytvoření vyššího stupně fyziologické odpovědi (Wilson et al., 2010). Také stojí za to poznamenat, že existuje mnoho studií, zvláště ty využívající techniky TMS a fMRI ke zjišťování parametrů při představě pohybu, kde jsou jedinci trénováni k tomu, aby minimalizovali svalovou aktivitu během představy pohybu. Tato aktivita je totiž považována za projev pohybu, a tudíž nepřítomnost EMG aktivity byla v těchto studiích obvykle používána jako indikátor imobility během snímání. Není proto překvapující, že takové studie mají tendenci prokazovat nepřítomnost EMG aktivity během představy pohybu. Díky těmto studiím se zjistilo, že je zcela možné provést představu pohybu bez produkce měřitelné EMG aktivity (Lebon et al., 2008; Lotze a Halsband, 2006; Wilson et al., 2010). Nicméně, pokud takovýto trénink či instrukce nejsou stanoveny, přítomnost svalové aktivity během představy pohybu se zdá být spíše pravidlem než výjimkou (Wilson et al., 2010). Stále však ale zůstává předmětem debaty, v jaké míře vede představa pohybu k periferní aktivaci (Mulder et al., 2005).

1.3.5 Hodnocení představy pohybu

Vzhledem k tomu, že má představa pohybu pozitivní vliv na provedení pohybu, nastává další otázka. Dosahují jedinci s vyšší schopností představy lepších výsledků než ti s představivostí nižší? Zdá se, že ano. Po přezkoumání bylo shrnuto, že je

představivost důležitým faktorem v tom, jak efektivní užití představy bude v souvislosti se sportem či tréninkem. V souladu s tímto závěrem Rodgers et al. (in Gregg et al., 2010) zjistili, že sportovci, kteří byli v představě lepší (tj. měli vyšší hodnocení schopnosti představy), používali představu častěji než sportovci s horší představivostí. Navíc v důsledku častějšího používání představy se jejich představivost ještě zlepšila. Z toho plyne, že představivost souvisí s intenzitou vztahu mezi užitím představy a sportovním provedením, což může mít vliv také na vztah použití představy a výsledky pohybové rehabilitace (Gregg et al., 2010).

Dokonce i bez ohledu na motorické poškození po cévní mozkové příhodě (CMP) můžou mít osoby stále schopnost mentálně trénovat úkoly, aby došlo ke snížení poškození a zlepšení funkce. Teoreticky, aby těžili z terapie motorické představy, musí být schopni představy. Proto je nezbytné pomocí vhodného hodnotícího nástroje stanovit míru představivosti, což má předcházet realizaci terapie mentální představy v klinickém prostředí (Butler et al., 2012; Gregg et al., 2010; Malouin et al., 2007). Ke kvantifikaci schopnosti jedince provádět mentální trénink úkolu tak byly vytvořeny různé dotazníky motorické představy (Butler et al., 2012; Gregg et al., 2010; Randhawa et al., 2010). Stupeň představivosti je tak zjišťován pomocí odpovědí jedinců na ordinálních hodnotících škálách (Randhawa et al., 2010).

Asi nejčastěji používaným prostředkem je dotazník pohybové představy **Movement Imagery Questionnaire (MIQ)** a zkrácená verze stejného dotazníku, **Movement Imagery Questionnaire–Revised (MIQ-R)**.

MIQ byl původně vyvinut k posouzení schopnosti motorické představy u zdravých dospělých jedinců a sportovců (Butler et al., 2012; Gregg et al., 2010; Malouin et al., 2007; Randhawa et al., 2010). Nicméně stále častěji se tento dotazník s úspěchem využívá také jako screeningový nástroj u pacientů, zejména těch s prodělanou CMP. Zjišťuje se tak, zdali je jedinec vůbec schopen představy a může být zařazen do tréninkového programu či nikoli (Gregg et al., 2010).

MIQ obsahuje celkem 18 položek rozdělených do dvou skupin po devíti hodnotící jak kinestetickou, tak vizuální představivost (Butler et al., 2012; Gregg et al., 2010; Malouin et al., 2007; Randhawa et al., 2010). V tomto dotazníku jsou obsaženy pohyby, resp. jejich představy, horní končetiny, dolní končetiny i celého těla (Gregg et al., 2010; Malouin et al., 2007). Pro splnění každé položky je nutné podniknout čtyři následující kroky. Jedinec je vyzván k zaujetí počáteční pozice, jež je pro každý

pohyb popsána, pak daný pohyb provede fyzicky. Dále znovu zaujme výchozí pozici a pohyb si představuje bez jeho fyzického provedení. Nakonec zhodnotí snadnost či obtížnost představy pohybu na 7bodové stupnici, kdy 1 znamená velmi snadná schopnost představy (ať už kinestetické, tak vizuální) a 7 velmi obtížná (Gregg et al., 2010; Malouin et al., 2007).

Nicméně MIQ je docela zdlouhavý a jeho pohybové složky jsou zaměřeny zejména na sportovce. Proto jeho využití u jedinců s neurologickým či jiným onemocněním je dosti problematické. Některé z testovaných pohybů jsou složité (např. kotoul vpřed) a vyžadují tak vysoký stupeň zručnosti a koordinace a jeho splnění může být značně únavné z důvodu jeho časové náročnosti (Butler et al., 2012; Randhawa et al., 2010). Proto zejména s úsilím minimalizovat čas potřebný k vykonání MIQ byl dotazník zkrácen z jeho původních 18 položek na 8 a pojmenován **Movement Imagery Questionnaire–Revised (MIQ-R)** (viz příl. 5, s. 100–103) (Butler et al., 2012; Gregg et al., 2010; Malouin et al., 2007; Randhawa et al., 2010). Některé položky byly pro lepší srozumitelnost popisů přeformulovány (Malouin et al., 2007). Částečně byly odstraněny i fyzicky náročné úkoly, aby mohl být dotazník použitelný pro širší okruh lidí (Butler et al., 2012; Gregg et al., 2010; Malouin et al., 2007). Položky jsou kompletovány stejným způsobem jako u MIQ. Hodnocení je opět pomocí 7bodové stupnice (Gregg et al., 2010; Malouin et al., 2007; Randhawa et al., 2010), hodnotící stupnice je však obrácena, tzn. že 1 znamená velmi obtížnou a 7 velmi snadnou schopnost představy (Gregg et al., 2010; Malouin et al., 2007). Byla zjištěna srovnatelná validita u MIQ a MIQ-R (Butler et al., 2012; Gregg et al., 2010; Malouin et al., 2007; Randhawa et al., 2010). To naznačuje, že MIQ-R může být vhodnou náhradou pro MIQ, zvláště když je vyšetřována představivost u nesportovců (Gregg et al., 2010). Ačkoli může být MIQ-R poskytnut velké části pacientů při plánování pohybové rehabilitace, není vhodný zcela pro všechny pacienty. Dvě položky v dotazníku totiž vyžadují, aby skákali vzhůru. Provedení tohoto úkonu je nevhodné pro pacienty s určitými pohybovými limitacemi (tj. neurologické onemocnění, fraktura dolní končetiny, atd.) kvůli fyzickým a bezpečnostním limitacím (Butler et al., 2012; Gregg et al., 2010; Randhawa et al., 2010).

Gregg et al. (2010) ve své studii upravili MIQ-R tak, aby mohl být používán i pacienty s omezenou mobilitou, kteří nejsou schopni provést úkony v MIQ-R.

Nazvali jej **Movement Imagery Questionnaire–Revised second version (MIQ-RS)**, zhodnotili jej a porovnali výsledky této nové verze s MIQ-R. Výsledky jedinců u MIQ-RS byly srovnatelné s těmi u MIQ-R (Gregg et al., 2010). Dle výsledků se tedy zdá, že MIQ-RS je vhodnou alternativou pro stanovení míry představivosti motorického pohybu (Butler et al., 2012; Gregg et al., 2010).

Tvorba MIQ-RS zahrnovala několik kroků. Zaprvé dvě položky (po jedné z vizuální a kinestetické) v MIQ-R, které byly spojeny s výskokem do vzduchu, byly odstraněny, protože jedinci se zhoršenou motorikou (např. pacienti s nedávno prodělanou CMP) by nebyli schopni tyto činnosti provést. Následkem vymazání těchto položek, obsahovala každá podúroveň dotazníku (tj. vizuální, kinestetická) pouze tři položky. Protože by bylo díky těmto nedostatečným položkám problematické adekvátně reprezentovat měřené hodnoty, bylo přidáno osm položek (čtyři vizuální a čtyři kinestetické). Jednalo se o pohyby odrážející se v každodenních činnostech: předklon, tlačení, táhnutí a dosah s úchopem. Tyto pohyby byly vybrány na základě držení se myšlenky původních pohybů vyvinutých u MIQ (např. zařazení relativně jednoduchých pohybů), a protože se tyto pohyby často používají ve výzkumu motorické kontroly a pohybové rehabilitace (Gregg et al., 2010). Tyto funkční úkoly tak mohou lépe odrážet individuální motorické provedení a obnovu funkce (Butler et al., 2012). Díky daným položkám je však tento dotazník zacílen především na horní končetinu (Gregg et al., 2010).

Dalším možným dotazníkem měřící živost představy pohybu je **Vividness of Motor Imagery Questionnaire (VMIQ)**. Ten obsahuje celkem 48 položek (24 vizuálních a 24 kinestetických) a je hodnocen na 5bodové Likertově stupnici (Malouin et al., 2007; Randhawa et al., 2010), kde 1 znamená představu tak jasnou a živou jako u normálního vidění a 5 vůbec žádnou představu (Malouin et al., 2007). Na rozdíl od předešlých dotazníků nejsou jedinci povinni pohyb provádět před jeho samotnou představou (Malouin et al., 2007; Randhawa et al., 2010). Díky několika pozorováním se ale zdá, že VMIQ se tolik nezaměřuje na kinestetickou složku představy jako MIQ (Malouin et al., 2007).

Ať už s ohledem na délku testování nebo obtížnost vyžadovaných pohybů, žádný z existujících dotazníků představy pohybu (tj. MIQ, MIQ-R, MIQ-RS nebo VMIQ) nebyl považován za vhodný pro jedince s poruchou pohybu (Randhawa et al., 2010).

Proto Malouin et al. (2007) vyvinuli dotazník kinestetické a vizuální představy **Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire (KVIQ)** pro hodnocení představivosti jak zdravých jedinců, tak osob s omezenou mobilitou (např. CMP) (Butler et al., 2012; Gregg et al., 2010; Malouin et al., 2007; Randhawa et al., 2010). Randhawa et al. (2010) ve své studii zjišťovali, zda může být tento dotazník použit také pro pacienty trpící Parkinsonovou chorobou (PD). Jejich výsledky podporují závěr, že KVIQ je spolehlivým a validním testem pro zjišťování schopnosti představy u jedinců trpících PD.

Dle počtu položek obsažených v dotazníku existuje KVIQ-20 a KVIQ-10 (Butler et al., 2012; Malouin et al., 2007). Stejně jako dříve zmíněné dotazníky hodnotí vizuální i kinestetickou komponentu představy pohybu (Gregg et al., 2010; Malouin et al., 2007; Randhawa et al., 2010). U KVIQ je kinestetická představa zaznamenávána jako stupně intenzity, které by mohly být interpretovány odlišně než výsledky zaznamenané u MIQ, MIQ-R a MIQ-RS. Proto je možné, že tato kinestetická měření aktuálně zaznamenávají odlišné typy představy (Gregg et al., 2010; Malouin et al., 2007). Hodnocení je prováděno pomocí 5bodové Likertovy škály, kde 5 znamená jasnou/intenzivní představu a 1 žádnou představu/vnímání (Malouin et al., 2007; Randhawa et al., 2010). Dalším rozdílem od předešlých dotazníků je fakt, že její osoby nevykonávají samostatně (Malouin et al., 2007; Randhawa et al., 2010). Dotazník je veden vyšetřujícím, který čte instrukce a zaznamenává skóre (Malouin et al., 2007). KVIQ je tedy vhodný i pro osoby, které z různých důvodů potřebují vedení v hodnocení představy (Malouin et al., 2007; Randhawa et al., 2010). Snad jedinou nevýhodou se může zdát to, že úkoly v tomto dotazníku jsou funkčně jednoduššími pohyby a jedinci není předem detailně popsáno provedení úkolu. Nemusí tak docházet různými jedinci k hodnocení přesně totožného pohybu, nýbrž mohou vznikat různé variace (Butler et al., 2012). Nicméně tyto úkoly lze provádět vsedě, proto jedinec po celou dobu testování zůstává v této poloze (Butler et al., 2012; Malouin et al., 2007).

KVIQ je tedy snadno proveditelný a vyžadované pohyby (jak skutečné, tak myšlené) jsou vhodné pro jedince s neurologickým postižením. Výsledky potvrzují, že KVIQ je dobrou volbou pro stanovení představivosti před zařazením imaginace jako rehabilitační intervence (Randhawa et al., 2010).

1.3.6 Využití představy pohybu v rehabilitaci

Představa pohybu je již dlouhá léta využívána jako doplněk k tréninku především u sportovců a profesionálních hudebníků (Dickstein a Deutsch, 2007; Lotze a Halsband, 2006). Jedná se o tzv. ideomotorický trénink, kdy je technika či pohyb na odpovídající výkonnostní úrovni trénována pouze ve své představě bez praktického provádění pohybu, a to na základě osobně vykonávaného pohybu (Stackeová, 2011).

Aplikace znalostí a principů představy pohybu do rehabilitace začala velmi pozvolna v pozdních 80. a časných 90. letech 20. století (Dickstein a Deutsch, 2007). Nicméně již asi o 30 let dříve Moshé Feldenkrais na základě vlastní zkušenosti, kdy si vyléčil poranění kolena, vymyslel rehabilitační metodu nazvanou dle něj Feldenkraisova metoda. V ní mimo jiné využívá právě představu pohybu. Zjistil totiž, že samotná představa pohybu (pouhá myšlenka) dokáže „inervovat tělo“ (Feldenkraisova metoda, 2008; Houglum, 2010).

V současné době se aplikuje tzv. Intention controlled MyoFeedback Therapy (IMF-terapie), která využívá rovněž efektu pouhé představy pohybu. Intence znamená záměr nebo úmysl, myofeedback je zpětná odpověď svalu na určitý stimulus. IMF-terapie je psychomotorická činnost, která vede zpětnou vazbou, konkrétním představením určitého pohybu, k stimulaci cílové svalové skupiny. Tato terapie je určena zejména pro osoby s poškozením CNS, tedy např. osoby po CMP, s roztroušenou sklerózou, dětskou mozkovou obrnou či poraněním míchy. Předpokladem pozitivního efektu je elektromyograficky měřitelná alespoň základní aktivita v cílové svalové skupině, tzv. šumivý signál. Jinými slovy je zapotřebí mít alespoň „minimální průchodnost“ spinální míchy. Cílem terapie je pak pravidelným tréninkem fyziologickou svalovou aktivitu obnovit či zesilovat. Odstraňuje či zabraňuje vzniku patologických forem svalové aktivity, mimo jiné snižuje i spazmy. Vede ke zlepšení držení těla, soběstačnosti a v některých případech k větší mobilitě (Wendsche, 2004; Ambulatorium; Guennouni et al.).

Bylo zjištěno, že na základě představy pohybu dochází ke zlepšení provedení pohybu, a to zejména ve smyslu zvýšení svalové síly určitých svalových skupin (Dickstein a Deutsch, 2007; de Vries a Mulder, 2007), rychlosti, přesnosti provedení, dynamiky a rozsahu pohybu a zlepšení posturální kontroly (Dickstein a Deutsch, 2007).

Příznivý efekt představy pohybu na jeho obnovu byl zjištěn také u populace pacientů, kdy se většina studií zaměřuje na neurologické pacienty, zejména ty po CMP (Dickstein a Deutsch, 2007; Guillot et al., 2009b; de Vries a Mulder, 2007). Pozitivní efekt představy pohybu přidané k běžným rehabilitačním postupům je tak stanoven pro jedince s akutní, chronickou (Dickstein a Deutsch, 2007; de Vries a Mulder, 2007), mírnou i závažnou hemiparézou.

Další skupinou, u které se sledoval efekt představy pohybu na motoriku, byli jedinci s poškozením míchy. U nich trénink představy pohybu nezaznamenal přímo ovlivnění celkového motorického výkonu. Hlavním výsledkem bylo poukázání na zlepšení funkce neparetických svalů.

Schopnost uplatnění představy pohybu u osob trpících PD je již sporná. Bylo totiž provedeno jen několik studií s touto skupinou pacientů. Navíc data z jedné takovéto studie ukázala, že se pacientům s PD nepodařilo naučit grafomotorický úkon pomocí představy pohybu, zatímco jedinci s Huntingtonovou chorobou zlepšení prokázali. Yaguez et al. (in Dickstein a Deutsch, 2007) tak interpretují tyto nálezy jako poruchu schopnosti představy vyplývající z deficitu v přísunu dopaminu do bazálních ganglií u pacientů s PD. Jiná studie ale prokázala výraznější zlepšení těchto pacientů v denních činnostech, které byly normálně zhoršeny díky bradykinezi, když jim byl zaveden rehabilitační program, v němž se kombinoval jak fyzický, tak mentální trénink oproti skupině, která obdržela pouze fyzický trénink (Dickstein a Deutsch, 2007).

Představa pohybu může facilitovat obnovu pohybu také u pacientů s popáleninami. To bylo prokázáno studií Guillota et al. (2009b), kde probíhal 2týdenní tréninkový program představy pohybu kombinovaný s konzervativní léčbou na obnovu motorických funkcí u pacientů s popálenou rukou.

Dalších několik málo studií se zaměřilo na efekt představy pohybu při rehabilitaci po svalovém či kloubním poranění. Léčba poranění kolene představou pohybu prokázala významné zvýšení svalové síly a nižší stupeň obavy z opětovného zranění v porovnání s kontrolní skupinou (Guillot et al., 2009b).

Představa pohybu může být mimo jiné používána také ke snížení bolesti. Tato metoda pomáhá jedincům vyrovnat se s bolestí, aby si udrželi pozitivní přístup a k podpoře hojení v období rekonvalescence (Dickstein a Deutsch, 2007; Guillot et al., 2009b).

1.4 Pozorování pohybu

Podobný fenomén jako u představy pohybu byl zjištěn pro pouhé pozorování (observaci) těchto pohybů (Mulder et al., 2005). I při tomto procesu dochází k aktivaci stejných kortikálních motorických oblastí, které jsou zapojeny při provádění pozorovaných činností (Ertelt et al., 2007; Maeda et al., 2002; Mulder et al., 2005). K nim patří zejména PM, parietální kortex (Ertelt et al., 2007; Maeda et al., 2002; Mulder et al., 2005; Solodkin et al., 2006), temporální oblast (Ertelt et al., 2007; Maeda et al., 2002; Mulder et al., 2005), inferiorní část frontálního laloku (Maeda et al., 2002; Mulder et al., 2005) a SMA (Ertelt et al., 2007; Maeda et al., 2002). V některých neurofyzilogických studiích byla dokonce nalezena i modulace aktivity v M1 (Maeda et al., 2002).

Na základě mnoha studií bylo potvrzeno, že pozorování pohybu vede také ke zvýšení kortikospinální excitability (Liepert a Neveling, 2009; Maeda et al., 2002; Mulder et al., 2005) vysoce specifické pro svaly zapojené v pozorovaném pohybu (Liepert a Neveling, 2009; Solodkin et al., 2006). Opět k tomu dochází, alespoň zčásti, (stejně jako u představy pohybu) snížením intrakortikální inhibice. Naopak změny ve spinální excitabilitě zde taktéž nebyly prokazatelně zjištěny. Míra excitabilních změn při pouhém pozorování pohybu je však nižší než při představě stejného pohybu, a to i přesto, že byla snaha zajistit pro oba stavy stejné podmínky. Jedním možným vysvětlením je, že imaginace sebe samého provádějícího pohyb je efektivnější než pozorování jiné osoby provádějící tentýž pohyb (Liepert a Neveling, 2009). Nicméně Maeda et al. (2002) se ve své studii zabývali vlivem orientace ruky na míru kortikospinální excitability. Byl tak poskytnut důkaz o vysokém stupni specifity této pozorováním navozené motorické kortikální modulace. Míra modulace je závislá na orientaci ruky. K maximální modulaci dochází tehdy, když pozorovaná činnost odpovídá orientaci pozorovatele, tzn. sledovaná ruka je orientována prsty směrem pryč od pozorovatele.

Dále bylo zjištěno, že i při pozorování pohybu dochází k reakci na periférii, a to zejména ke zvýšení dechové frekvence (Mulder et al., 2005).

1.4.1 Systém zrcadlových neuronů

Neurofyziologickým základem pozorování pohybů je pravděpodobně systém zrcadlových neuronů (Ertelt et al., 2007; Liepert a Neveling, 2009). Zrcadlové neurony byly poprvé popsány u makaků (Ertelt et al., 2007; Solodkin et al., 2006). Byly nalezeny v mozkové oblasti F5, kde dochází k reprezentaci cíleně zaměřených motorických pohybů úst a ruky. Další oblastí, kde byly Gallesem et al. (in Solodkin et al., 2006) zaznamenány zrcadlové neurony, je area PF, tj. inferiorní část parietálního kortexu (Solodkin et al., 2006). Další studie prokázaly jejich přítomnost také u člověka (Ertelt et al., 2007; Solodkin et al., 2006). Oblast F5 u makaků je z anatomického i fyziologického hlediska považována za homolog Brocovy oblasti u člověka nacházející se v inferiorní části frontálního laloku (Solodkin et al., 2006). Nedávné studie však na základě fMRI ukázaly, že u lidí je systém zrcadlových neuronů mnohem komplexnější, a to vzhledem k různým fyzickým činnostem prováděných nejen rukou, ale také nohou a ústy (Dickstein a Deutsch, 2007; Solodkin et al., 2006).

K jejich aktivaci dochází jak při pohybu, tak i při sledování stejné činnosti prováděné jiným jedincem (Ertelt et al., 2007; Solodkin et al., 2006). Neurony tedy „zrcadlí“ reakci jiných neuronů, neboli se chovají tak, jakoby sám pozorovatel daný úkon prováděl. Je však potřeba, aby tento sledovaný pohyb ladil s motorickým programem uloženým v mozku, jinak k aktivaci nedojde. Například během pozorování kousání dochází k aktivaci inferiorní části frontálního a parietálního laloku, a to bez ohledu na to, jaký druh (opice, člověk) činnost prováděl. Při sledování lidského šeptání se zřetelně zapojuje Brocova oblast, během pozorování opičích mlaskání byla tato oblast zapojena již v menší míře. Zato při pozorování tichého psího štěkání již Brocova oblast není aktivní vůbec a dochází k zapojení pouze v superiorní části temporálního laloku. Tyto výsledky naznačují, že velmi záleží na osobní znalosti pozorované činnosti. V případě šeptání a mlaskání má tedy pozorovatel přímou osobní zkušenost s jejich provedením, kdežto osobní znalost štěkání je nedostatečná, protože pozorovatel nemá motorickou zkušenost s touto pozorovanou činností. To znamená, že sice umí přibližně napodobit psí štěkání, ale ve skutečnosti jej není schopen provést (Solodkin et al., 2006).

1.5 Prostředky detekující představu a pozorování pohybu

Ke zjištění, jaký efekt má představa pohybu či pozorování činnosti na lidský organismus, se používají různé metody. Pro jakou z nich se rozhodnout, záleží na tom, jakou úroveň nervosvalového systému, kde dochází ke změnám při těchto aktivitách, chceme sledovat.

Pro sledování změn v mozkové aktivitě se hojně využívá zobrazovací metoda zvaná funkční magnetická rezonance (fMRI). Zejména díky rozvoji této metody vzrostl zájem o zjišťování účinků představy pohybu (Dickstein a Deutsch, 2007). Jedná se o neinvazivní metodu (Rokyta, 2005). Je založena na detekci rezonujících signálů z různých tkání v magnetickém poli. Protože se redukovaný hemoglobin stává paramagnetickým, mění signál emitovaný krví. Takto lze měřit množství okysličeného a odkysličeného hemoglobinu, což poskytuje ukazatel průtoku krve (Hampl, 2005). Často je používána pouze pro mapování aktivovaných korových oblastí za různých situací chování. Nicméně pomocí vhodné analýzy je možné také zjišťovat vzájemné vztahy mezi jednotlivými mozkovými oblastmi při různých pohybových chováních, resp. jejich představě (Solodkin et al., 2004).

Podobnou metodou využívanou v některých studiích je pozitronová emisní tomografie. Taktéž zobrazuje krevní průtok různými oblastmi mozku, nicméně využívá k tomu radionuklidy s krátkým poločasem rozpadu, které se po aplikaci do tkáně detekují scintilačními detektory a následně vyhodnocují (Hampl, 2005).

Excitabilita kortikospinálního systému je zase nejčastěji měřena transkraniální magnetickou stimulací (TMS) přes primární motorický kortex (Solodkin et al., 2004). Tato neurofyziologická technika se používá ke studiu nervových vláken, které přenášejí informaci o pohybech z mozkové kůry do prodloužené míchy a svalů. Pracuje na základě indukce elektrického proudu v mozkové tkáni pomocí magnetického pole (Tuček, 2002).

Prospěšné může být také změření kardiorepirační funkce jako techniky pro zjištění periferní reakce na představu a pozorování pohybu (Dickstein a Deutsch, 2007; Lotze a Halsband, 2006).

Stále častěji se využívající metodou pro důkaz efektu představy či pozorování pohybu je povrchová elektromyografie, která detekuje velikost svalové aktivity. Poskytuje záznam elektrické aktivity svalů, a to při statickém, ale častěji dynamickém

pohybu (Kolář et al., 2009; Konrad, 2005; Massó et al., 2010). Na základě EMG záznamu lze určit velikost svalové aktivity, timing svalů, či svalovou únavu (Massó et al., 2010).

Někteří autoři ve svých studiích hodnotili efekt představy pohybu pouze zjišťováním velikosti svalové síly pomocí dynamometru (Ietswaart et al., 2011) nebo rozsahu pohybu pomocí goniometru (Guillot et al., 2009b).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíle práce

Cílem diplomové práce bylo pomocí EMG záznamu zhodnotit svalovou aktivitu vybraných svalů dominantní dolní končetiny při představě chůze za různých situací.

Dílním cílem bylo posoudit možnou souvislost mezi výsledky dotazníku MIQ-R a naměřenými údaji.

2.2 Vědecké otázky a hypotézy

Vzhledem ke stanoveným cílům byly formulovány následující vědecké otázky a hypotézy:

Vědecká otázka 1

Jak se změní svalová aktivita dolní končetiny za daných situací v sedu jako výchozí pozici?

H₀₁: Neexistuje rozdíl mezi klidovou aktivitou vsedě a iniciální představou chůze vsedě.

H₀₂: Neexistuje rozdíl mezi klidovou aktivitou vsedě a představou chůze s observací vsedě.

H₀₃: Neexistuje rozdíl mezi klidovou aktivitou vsedě a představou chůze vsedě po provedení vlastní chůze.

H₀₄: Neexistuje rozdíl mezi iniciální představou chůze vsedě a představou chůze s observací vsedě.

H₀₅: Neexistuje rozdíl mezi iniciální představou chůze vsedě a představou chůze vsedě po provedení vlastní chůze.

Vědecká otázka 2

Jak se změní svalová aktivita dolní končetiny za daných situací ve stoji jako výchozí pozici?

H₀6: Neexistuje rozdíl mezi klidovou aktivitou ve stoji a iniciální představou chůze ve stoji.

H₀7: Neexistuje rozdíl mezi klidovou aktivitou ve stoji a představou chůze s observací ve stoji.

H₀8: Neexistuje rozdíl mezi klidovou aktivitou ve stoji a představou chůze ve stoji po provedení vlastní chůze.

H₀9: Neexistuje rozdíl mezi iniciální představou chůze ve stoji a představou chůze s observací ve stoji.

H₀10: Neexistuje rozdíl mezi iniciální představou chůze ve stoji a představou chůze ve stoji po provedení vlastní chůze.

Vědecká otázka 3

Dochází ke změně svalové aktivity s ohledem na výchozí polohu probandů při jednotlivých testovaných situacích?

H₀11: Neexistuje rozdíl v nárůstu svalové aktivity v sedu a stoji u iniciální představy chůze.

H₀12: Neexistuje rozdíl v nárůstu svalové aktivity v sedu a stoji u představy chůze s observací.

H₀13: Neexistuje rozdíl v nárůstu svalové aktivity v sedu a stoji u představy chůze po provedení vlastní chůze.

Vědecká otázka 4

Existuje statisticky významná závislost mezi bodovým hodnocením dotazníku MIQ-R a zjištěnou svalovou aktivitou během představy chůze ve stoji po provedení vlastní chůze?

3 METODIKA VÝZKUMU

3.1 Charakteristika testovaného souboru

Do souboru bylo zařazeno celkem 32 zdravých probandů ženského pohlaví. Jednalo se o studentky oboru fyzioterapie. Všichni probandi byli ve věkové skupině 22–27 let. Jejich průměrný věk byl 24,0 let $\pm 1,1$ let, průměrná výška 167,0 cm $\pm 4,9$ cm a průměrná hmotnost 60,8 kg $\pm 6,3$ kg. Kritériem pro zařazení do souboru bylo splnění podmínky vyloučení úrazu pohybového aparátu, neurologického a ortopedického nálezu či bolesti, které by mohlo znemožnit či omezit měření. Všichni probandi podepsali informovaný souhlas o průběhu měření (viz příl. 3, s. 97).

3.2 Postup měření

Všichni probandi vyplnili dotazník s anamnestickými údaji (viz příl. 4, s. 98-99) a dotazník představy pohybu MIQ-R (viz příl. 5, s. 100-103). Jejich výsledky základních anamnestických údajů a dotazníku MIQ-R jsou v příl. 6 (s. 104). Před vlastním měřením byli seznámeni s průběhem a účelem měření. Následně bylo provedeno základní kineziologické vyšetření.

Měření probíhalo v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc v pracovních dnech od 7:00 do 10:00. Snahou bylo zajistit tmavé a klidné prostředí se stálou teplotou. Pořadí měřených testů bylo pro všechny jedince stejné a neměnné. K měření byl použit 16 kanálový povrchový EMG přístroj TeleMyo 2400T G2 firmy Noraxon USA se softwarem MyoResearch XP Master Edition 1.08.17. Průběh měření byl zároveň zaznamenáván videokamerou. K udání rytmu byl použit metronom s frekvencí 108 úderů za minutu.

3.2.1 Příprava kůže a aplikace elektrod

Příslušná místa kůže nad vybranými svaly byla očištěna abrazivní pastou, omyta a osušena. Poté byla postupně vypalována svalová břívka daných svalů a nad každý z nich byly umístěny 2 elektrody paralelně se svalovými vlákny. Zemnicí elektroda

byla umístěna na oblast hlavičky fibuly levé dolní končetiny. Na elektrody byly následně připojeny příslušné svody. Po ozřejmení správné funkčnosti elektrod byly lepící páskou zafixovány zesilovače signálu pro eliminaci možných artefaktů.

Svalová aktivita byla snímána bilaterálně, kdy bylo využito 14 kanálů:

1. kanál: m. tibialis anterior sin. (TA sin)
2. kanál: m. tibialis anterior dx. (TA dx)
3. kanál: m. peroneus longus sin. (PL sin)
4. kanál: m. peroneus longus dx. (PL dx)
5. kanál: m. gastrocnemius medialis sin. (GM sin)
6. kanál: m. gastrocnemius medialis dx. (GM dx)
7. kanál: m. gastrocnemius lateralis sin. (GL sin)
8. kanál: m. gastrocnemius lateralis dx. (GL dx)
9. kanál: m. rectus femoris sin. (RF sin)
10. kanál: m. rectus femoris dx. (RF dx)
11. kanál: m. semitendinosus sin. (ST sin)
12. kanál: m. semitendinosus dx. (ST dx)
13. kanál: m. biceps femoris sin. (BF sin)
14. kanál: m. biceps femoris dx. (BF dx)

Na základě stanovení dominance dolní končetiny každého probanda zjišťované z anamnestického dotazníku (viz příl. 6, s. 104) bylo dále pracováno pouze s daty svalů jejich dominantní dolní končetiny.

3.2.2 Vlastní průběh měření

Výchozí polohou pro každé měření byl sed a následně stoj. Sed byl proveden na židli s opřením se o opěradlo, chodidly dotýkající se podložky a předloktím opřeným o područku. Stoj byl proveden v napřímení s chodidly na šířku pánve a horními končetinami volně podél těla. Následně ke zhodnocení cílů práce byla snímána svalová aktivita během níže uvedených situací v následujícím pořadí:

1) Jako referenční hodnota sloužila klidová svalová aktivita měřena vždy ve výchozí poloze, která byla snímána po dobu 20 s. Dále je tato aktivita označena jako K.

2) Proband byl instruován k co nejpřesnější možné představě chůze rychlostí udávané metronomem při zavřených očích. Na začátku měření uvedl, kterou dolní končetinou si krok při chůzi představuje. Představa chůze trvala minimálně po dobu 60 s. Dále je tato aktivita označena jako P1.

3) Proband byl instruován k co nejpřesnější možné představě chůze za současného sledování videa s figurantem provádějícího chůzi promítaném na plátně po dobu 60 s. Dále je tato aktivita označena jako PO.

4) Proband provedl vlastní chůzi v rytmu udávaném metronomem po místnosti několikrát tam a zpět.

5) Proband byl instruován k opětovné co nejpřesnější možné představě chůze rychlostí udávané metronomem při zavřených očích a počátečnímu uvedení dolní končetiny, která krok při chůzi provádí. Představa chůze trvala minimálně po dobu 60 s. Dále je tato aktivita označena jako P2.

3.3 Zpracování a hodnocení elektromyografického záznamu

Pro zpracování EMG signálu byl použit program MyoResearch XP Master Edition 1.07.01. Záznam byl zrekifikován a vyhlazen algoritmem RMS (root mean square) o velikosti okna 25 ms. Dále byly definovány úseky EMG záznamu pro jednotlivé měřené aktivity, které byly dále hodnoceny. V klidové poloze (K) se jednalo o úsek v délce trvání 20 sekund. Pro ostatní aktivity (P1, PO, P2) bylo vždy vybráno 6 dvojkroků (počátek hodnoceného úseku byl definovaný úderem paty dominantní dolní končetiny a konec po úder paty téže dolní končetiny). Při představě chůze bylo 6 dvojkroků vypočítáno na základě rytmu udávaného metronomem pracujícím v rytmu 108 úderů za minutu. Délka trvání jednoho dvojkroku tak byla vypočítána na 1,11 s. Při představě chůze za současného sledování videa (PO) byly vybrány pouze ty úseky, při kterých byli figurant a proband stejně orientováni, tzn. když se figurant vzdaloval od probanda. Každý dvojkrok byl hodnocen zvlášť standardním reportem „Average Activation“ (v reportu je každý hodnocený časový interval rozdělen na 100 stejně dlouhých úseků). V programu Microsoft Office Excel byla následně ze šesti dvojkroků vypočítána průměrná svalová aktivita jednoho

dvojkroku. Data byla normována, resp. relativně vyjádřena vůči klidové aktivitě. Klidová aktivita představovala 100 % a testované aktivity byly vždy vyjádřeny jako procentuální nárůst či pokles vůči aktivitě klidové. Takto upravené hodnoty byly seřazeny do tabulky pro účely statistického zpracování.

3.4 Statistické zpracování dat

Pro statistické vyhodnocení dat byl použit program STATISTICA CZ (softwarový systém pro analýzu dat) verze 10.0 firmy StatSoft.

Nejdříve byly vypočítány základní veličiny popisné statistiky: průměr, medián a směrodatná odchylka. S ohledem na nízký počet měřených probandů ($N = 32$) a výskyt množství odlehlých hodnot byl místo průměru používán medián.

Vzhledem k charakteru dat byly použity neparametrické metody testování. Neparametrické postupy byly zvoleny vzhledem k nízkému počtu probandů. V takovém případě nelze předpokládat, normální rozdělení dat potřebné při použití parametrických metod. Navíc je známo, že v biomedicínských studiích jsou spojitě proměnné (jako např. hodnoty svalové aktivity) jen zřídka normálně rozdělené i při větším rozsahu dat. U neparametrických metod dochází také ke zvýšení validity a robustnosti vůči odlehlým hodnotám (Hendl, 2004).

K následnému ověření platnosti stanovených hypotéz byl použit neparametrický Wilcoxonův párový test. Jeho principem je hodnocení pořadí pozorovaných hodnot dvou výběrů téhož rozdělení (Hendl, 2004).

Pro posouzení závislosti dvou znaků (výsledků dotazníku MIQ-R a naměřených hodnot svalové aktivity při představě chůze ve stoji po provedení chůze) byl využit Spearmanův korelační koeficient, založený na pořadích jedinců uspořádaných podle velikosti vzhledem ke dvěma sledovaným veličinám. Při shodném pořadí dosahuje Spearmanův korelační koeficient r_s maximální hodnoty 1, při opačném pořadí minimální hodnoty -1. V ostatních případech je $-1 < r_s < 1$. Hodnoty korelačního koeficientu blízké nule naznačují, že pořadí jsou náhodně zpřeházená, a mezi sledovanými veličinami tedy není závislost (EuroMISE).

Hladina statistické významnosti byla u všech testů stanovena na 5 %. Je-li hodnota statistické významnosti $p < 0,05$, můžeme hovořit o statisticky významném výsledku.

4 VÝSLEDKY

Tab. 1 a tab. 2 zobrazují průměr, medián a směrodatnou odchylku hodnoty svalové aktivity vybraných svalů na dominantní dolní končetině pro všechny testované situace v pozici vsedě a ve stoji.

Tab. 1 Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity vybraných svalů na dominantní dolní končetině pro všechny testované situace v pozici vsedě

	K_sed [μ V]*			P1_sed [%]			PO_sed [%]			P2_sed [%]		
	X	Me	SD	X	Me	SD	X	Me	SD	X	Me	SD
TA	1,52	1,53	0,55	128,83	85,05	194,43	167,05	78,52	388,06	84,42	64,63	71,78
PL	1,51	1,45	0,55	84,87	80,85	34,16	81,03	80,68	30,38	71,42	65,66	24,23
GM	1,31	1,34	0,57	82,60	80,13	28,50	80,52	80,43	29,51	69,08	62,17	26,74
GL	1,41	1,46	0,53	80,50	76,50	26,21	76,42	74,83	21,36	68,48	65,91	24,17
RF	1,17	1,06	0,48	133,17	94,00	122,65	96,43	91,28	20,03	116,45	94,24	104,74
ST	0,98	0,88	0,39	100,07	94,71	24,25	92,75	91,74	19,73	92,26	91,04	23,68
BF	1,00	0,89	0,38	104,76	98,52	26,62	94,24	93,59	15,07	92,17	90,70	23,25

Pozn.: * hodnoty klidové aktivity uvedeny v μ V, další testované situace vyjádřené procentuálně vzhledem ke klidové aktivitě (klidová aktivita brána jako 100 %)

Legenda: μ V – mikrovolt, **K_sed** – klidová aktivita vsedě, **P1_sed** – iniciální představa chůze vsedě, **PO_sed** – představa chůze s observací vsedě, **P2_sed** – představa chůze vsedě po provedení chůze, X – průměr, Me – medián, SD – směrodatná odchylka, **TA** – m. tibialis anterior, **PL** – m. peroneus longus, **GM** – m. gastrocnemius medialis, **GL** – m. gastrocnemius lateralis, **RF** – m. rectus femoris, **ST** – m. semitendinosus, **BF** – m. biceps femoris

Tab. 2 Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity vybraných svalů na dominantní dolní končetině pro všechny testované situace v pozici ve stoji

	K_stoj [μ V]*			P1_stoj [%]			PO_stoj [%]			P2_stoj [%]		
	X	Me	SD	X	Me	SD	X	Me	SD	X	Me	SD
TA	2,58	2,27	1,18	104,82	95,62	45,50	158,51	91,68	241,23	86,81	88,96	21,80
PL	5,05	4,45	2,54	108,06	101,49	39,94	96,29	91,99	46,45	100,56	98,71	27,31
GM	6,59	4,99	5,04	112,70	93,90	87,72	97,51	83,30	62,36	115,17	91,56	74,03
GL	3,63	3,09	1,75	106,92	95,01	35,86	92,77	89,17	38,63	96,58	91,85	24,44
RF	1,88	1,22	1,82	258,53	111,05	329,90	172,06	96,81	217,53	145,42	96,65	126,92
ST	2,87	1,39	2,99	287,39	119,63	559,87	126,18	105,87	92,29	170,87	100,19	226,62
BF	3,24	1,52	3,97	176,29	120,19	177,03	199,35	105,33	238,53	154,39	107,88	151,86

Pozn.: * hodnoty klidové aktivity uvedeny v μ V, další testované situace vyjádřené procentuálně vzhledem ke klidové aktivitě (klidová aktivita brána jako 100 %)

Legenda: μ V – mikrovolt, **K_stoj** – klidová aktivita ve stoji, **P1_stoj** – iniciální představa chůze ve stoji, **PO_stoj** – představa chůze s observací ve stoji, **P2_stoj** – představa chůze ve stoji po provedení chůze, X – průměr, Me – medián, SD – směrodatná odchylka, **TA** – m. tibialis anterior, **PL** – m. peroneus longus, **GM** – m. gastrocnemius medialis, **GL** – m. gastrocnemius lateralis, **RF** – m. rectus femoris, **ST** – m. semitendinosus, **BF** – m. biceps femoris

Tab. 3 zobrazuje průměr, medián a směrodatnou odchylku výsledků bodového hodnocení dotazníku MIQ-R.

Tab. 3 Základní veličiny popisné statistiky výsledků bodového hodnocení dotazníku MIQ-R

MIQ-R	X	Me	SD
VIZ	23,03	24,00	4,84
KIN	22,34	22,00	4,28
SUMA	45,38	45,50	8,12

Legenda: X – průměr, Me – medián, SD – směrodatná odchylka, VIZ – hodnocení vizuální představy, KIN – hodnocení kinestetické představy, SUMA – celkové hodnocení představy

4.1 Výsledky k vědecké otázce 1

Vědecká otázka 1, ve znění „*Jak se změní svalová aktivita dolní končetiny za daných situací v sedu jako výchozí pozici?*“, byla řešena v pěti hypotézách (H_01-H_05).

Cílem bylo zjistit, jaká je svalová aktivita vybraných svalů na dominantní dolní končetině v pozici vsedě v klidu (K), při iniciální představě chůze (P1), při představě chůze s observací (PO), při představě chůze po provedení vlastní chůze (P2) a porovnat jednotlivé situace mezi sebou dle uvedených hypotéz.

Hladina statistické významnosti byla stanovena na 0,05 a pomocí Wilcoxonova párového testu byla spočítána statistická významnost (p) pro následné ověření nulových hypotéz.

4.1.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení

Hypotézu **H₀₁**, ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi klidovou aktivitou vsedě a iniciální představou chůze vsedě.*“, zamítáme pro m. peroneus longus, m. gastrocnemius medialis a m. gastrocnemius lateralis. Pro ostatní testované svaly nelze zamítnout.

Hypotézu **H₀₂**, ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi klidovou aktivitou vsedě a představou chůze s observací vsedě.*“, zamítáme pro m. peroneus longus,

m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis, m. semitendinosus a m. biceps femoris. Pro ostatní testované svaly nelze zamítnout.

Hypotézu **H₀₃**, ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi klidovou aktivitou vsedě a představou chůze vsedě po provedení vlastní chůze.*“, zamítáme pro m. tibialis anterior, m. peroneus longus, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis, m. semitendinosus a m. biceps femoris. Pro m. rectus femoris nelze zamítnout.

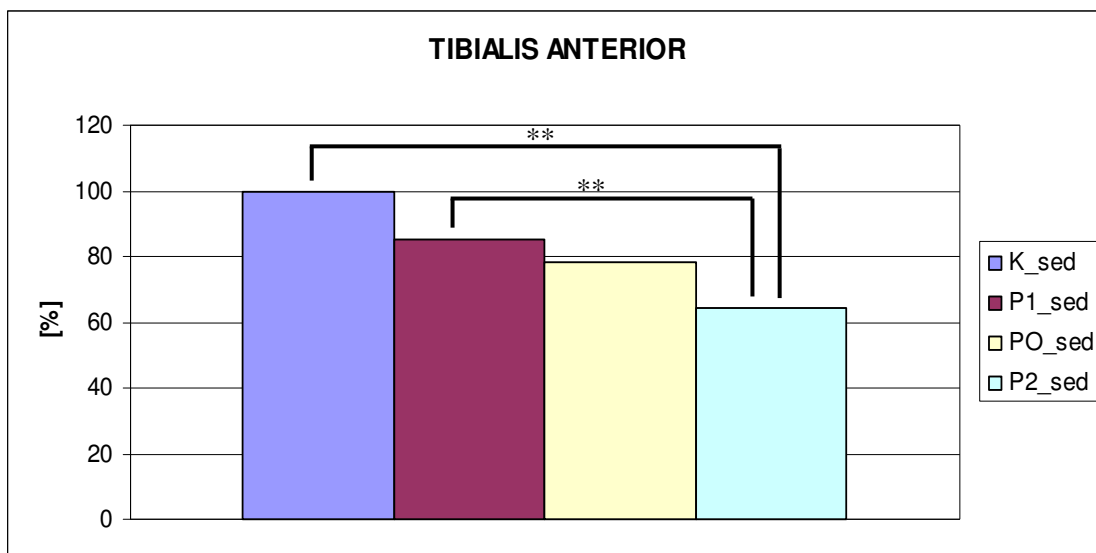
Hypotézu **H₀₄**, ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi iniciální představou chůze vsedě a představou chůze s observací vsedě.*“, zamítáme pro m. biceps femoris. Pro ostatní testované svaly nelze zamítnout.

Hypotézu **H₀₅**, ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi iniciální představou chůze vsedě a představou chůze vsedě po provedení vlastní chůze.*“, zamítáme pro m. tibialis anterior, m. peroneus longus, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis, m. semitendinosus a m. biceps femoris. Pro m. rectus femoris nelze zamítnout.

Výsledky pro ověření hypotéz H₀₁–H₀₅ jsou uvedeny v příl. 7 (s. 105–106) a znázorněny v grafech 1–7 (s. 48–51).

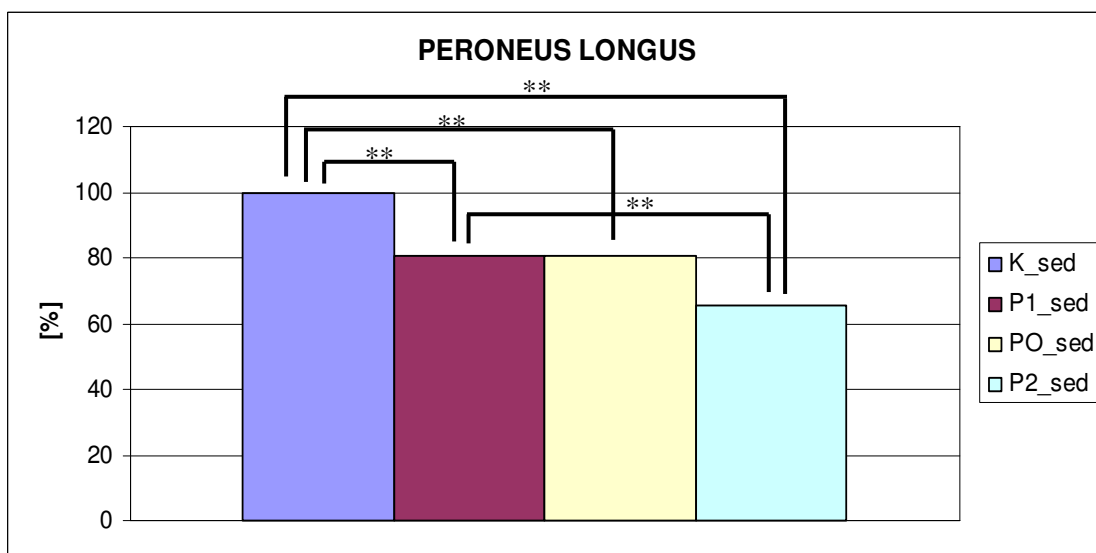
Na grafech 1–7 (s. 48–51) jsou graficky znázorněny mediány průměrů svalové aktivity šesti dvoj kroků sledovaných svalů dominantní dolní končetiny během testovaných situací prováděných vsedě.

Graf 1 Aktivita m. tibialis anterior během testovaných situací v sedu jako výchozí pozici



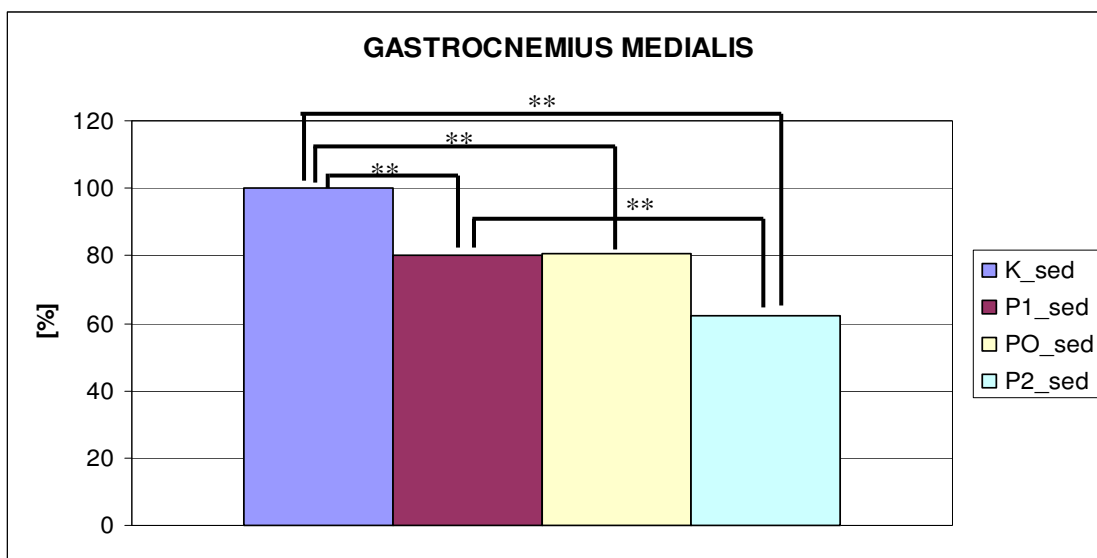
Legenda: K_sed – klidová aktivita vsedě, P1_sed – iniciální představa chůze vsedě, PO_sed – představa chůze s observací vsedě, P2_sed – představa chůze vsedě po provedení chůze, ** - $p < 0,01$

Graf 2 Aktivita m. peroneus longus během testovaných situací v sedu jako výchozí pozici



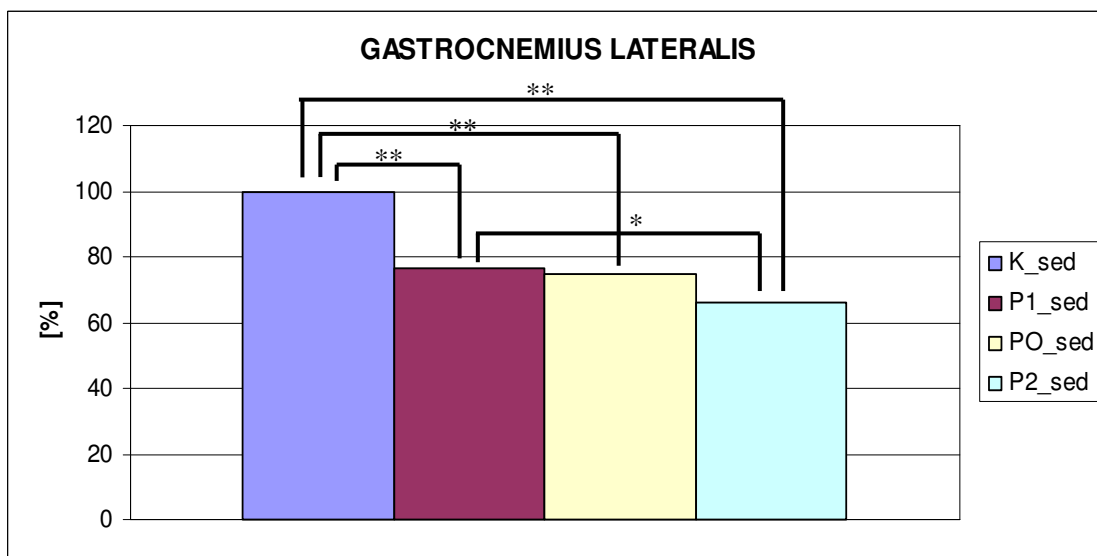
Legenda: K_sed – klidová aktivita vsedě, P1_sed – iniciální představa chůze vsedě, PO_sed – představa chůze s observací vsedě, P2_sed – představa chůze vsedě po provedení chůze, ** - $p < 0,01$

Graf 3 Aktivita m. gastrocnemius medialis během testovaných situací v sedu jako výchozí pozici



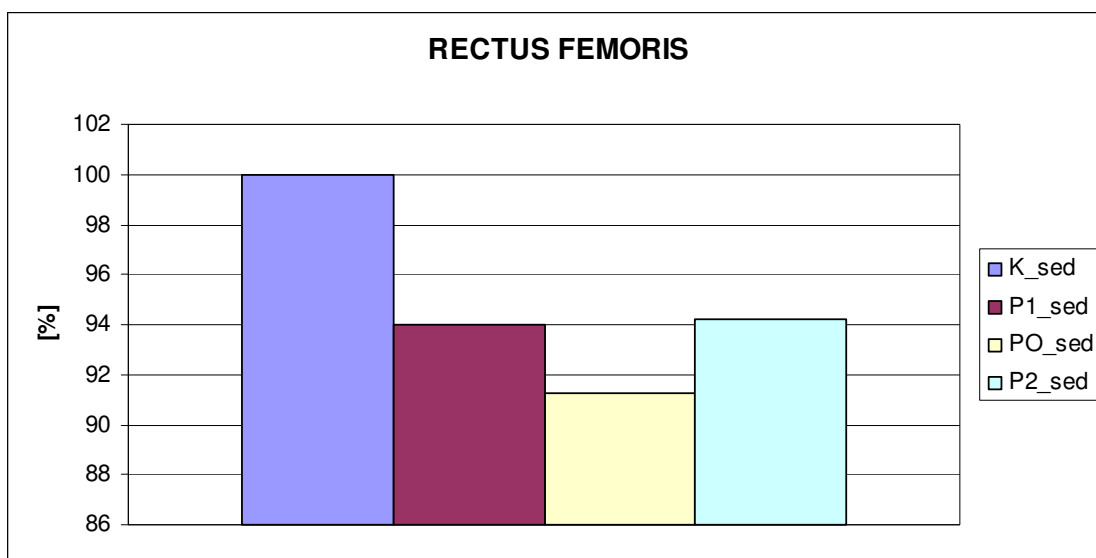
Legenda: K_sed – klidová aktivita vsedě, P1_sed – iniciální představa chůze vsedě, PO_sed – představa chůze s observací vsedě, P2_sed – představa chůze vsedě po provedení chůze, ** - $p < 0,01$

Graf 4 Aktivita m. gastrocnemius lateralis během testovaných situací v sedu jako výchozí pozici



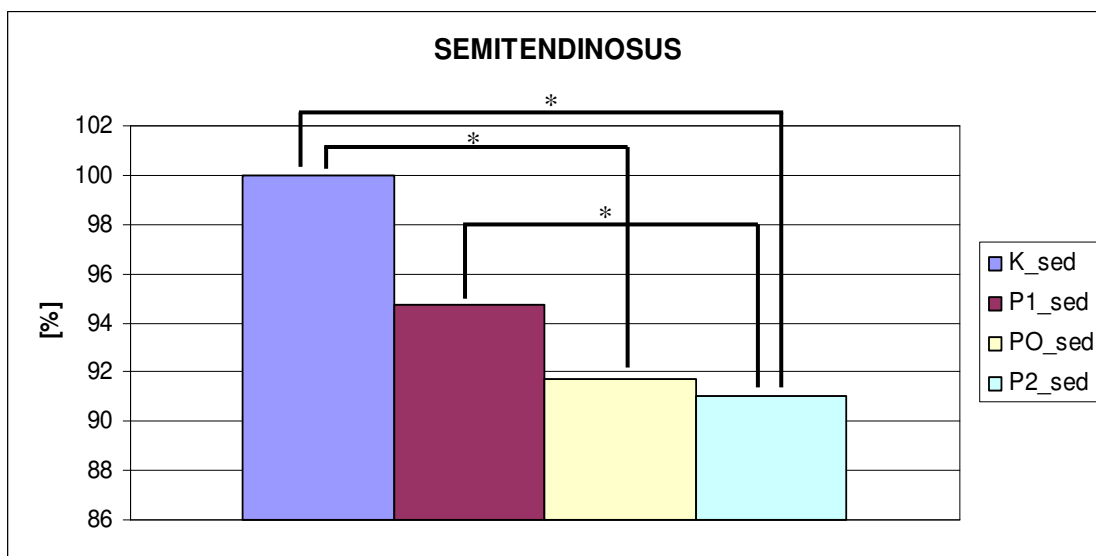
Legenda: K_sed – klidová aktivita vsedě, P1_sed – iniciální představa chůze vsedě, PO_sed – představa chůze s observací vsedě, P2_sed – představa chůze vsedě po provedení chůze, ** - $p < 0,01$, * - $p < 0,05$

Graf 5 Aktivita m. rectus femoris během testovaných situací v sedu jako výchozí pozici



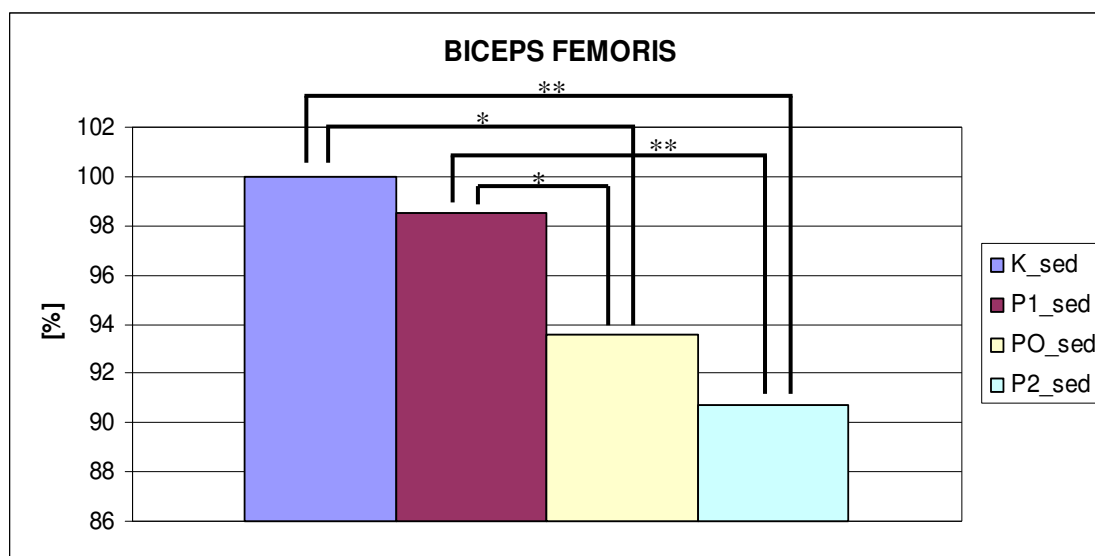
Legenda: K_sed – klidová aktivita vsedě, P1_sed – iniciální představa chůze vsedě, PO_sed – představa chůze s observací vsedě, P2_sed – představa chůze vsedě po provedení chůze

Graf 6 Aktivita m. semitendinosus během testovaných situací v sedu jako výchozí pozici



Legenda: K_sed – klidová aktivita vsedě, P1_sed – iniciální představa chůze vsedě, PO_sed – představa chůze s observací vsedě, P2_sed – představa chůze vsedě po provedení chůze, * - $p < 0,05$

Graf 7 Aktivita m. biceps femoris během testovaných situací v sedu jako výchozí pozici



Legenda: K_sed – klidová aktivita vsedě, P1_sed – iniciální představa chůze vsedě, PO_sed – představa chůze s observací vsedě, P2_sed – představa chůze vsedě po provedení chůze, ** - $p < 0,01$, * - $p < 0,05$

4.2 Výsledky k vědecké otázce 2

Vědecká otázka 2, ve znění „*Jak se změní svalová aktivita dolní končetiny za daných situací ve stoji jako výchozí pozici?*“, byla řešena v pěti hypotézách (H_06-H_{010}).

Cílem bylo zjistit, jaká je svalová aktivita vybraných svalů na dominantní dolní končetině v pozici ve stoji v klidu (K), při iniciální představě chůze (P1), při představě chůze s observací (PO), při představě chůze po provedení vlastní chůze (P2) a porovnat jednotlivé situace mezi sebou dle uvedených hypotéz.

Hladina statistické významnosti byla stanovena na 0,05 a pomocí Wilcoxonova párového testu byla spočítána statistická významnost (p) pro následné ověření nulových hypotéz.

4.2.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení

Hypotézu **H₀₆**, ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi klidovou aktivitou ve stoji a iniciální představou chůze ve stoji.*“, zamítáme pro m. rectus femoris, m. semitendinosus a m. biceps femoris. Pro ostatní testované svaly nelze zamítnout.

Hypotézu **H₀₇**, ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi klidovou aktivitou ve stoji a představou chůze s observací ve stoji.*“, zamítáme pro m. peroneus longus a m. gastrocnemius lateralis. Pro ostatní testované svaly nelze zamítnout.

Hypotézu **H₀₈**, ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi klidovou aktivitou ve stoji a představou chůze ve stoji po provedení vlastní chůze.*“, zamítáme pro m. tibialis anterior. Pro ostatní testované svaly nelze zamítnout.

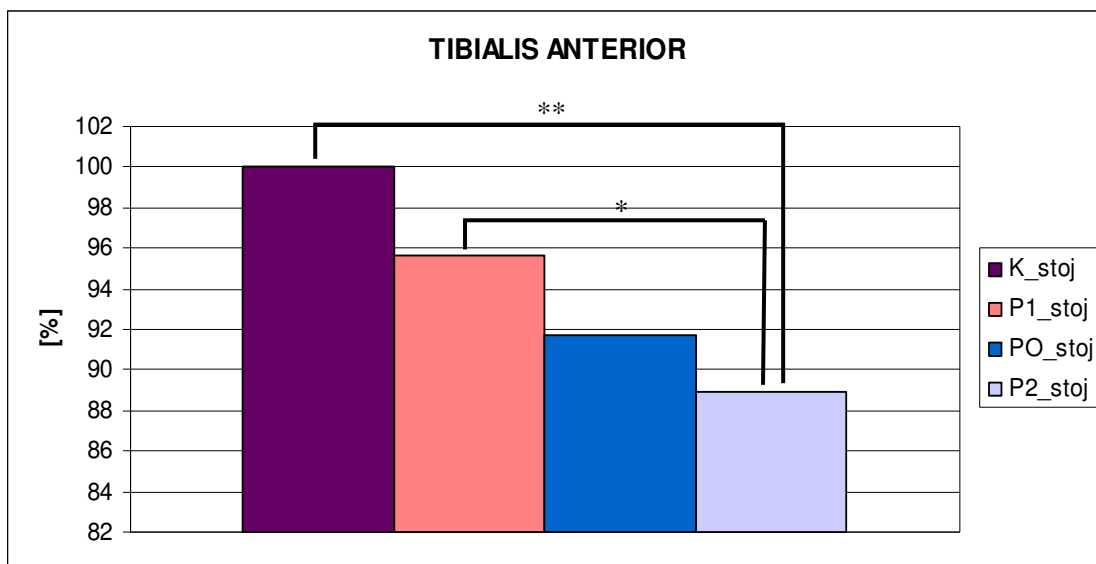
Hypotézu **H₀₉**, ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi iniciální představou chůze ve stoji a představou chůze s observací ve stoji.*“, zamítáme pro m. peroneus longus, m. gastrocnemius lateralis a m. semitendinosus. Pro ostatní testované svaly nelze zamítnout.

Hypotézu **H₀₁₀**, ve znění „*Neexistuje rozdíl mezi iniciální představou chůze ve stoji a představou chůze ve stoji po provedení vlastní chůze.*“, zamítáme pro m. tibialis anterior a m. rectus femoris. Pro ostatní testované svaly nelze zamítnout.

Výsledky pro ověření hypotéz H₀₆–H₀₁₀ jsou uvedeny v příl. 7 (s. 105–106) a znázorněny v grafech 8–14 (s. 53–56).

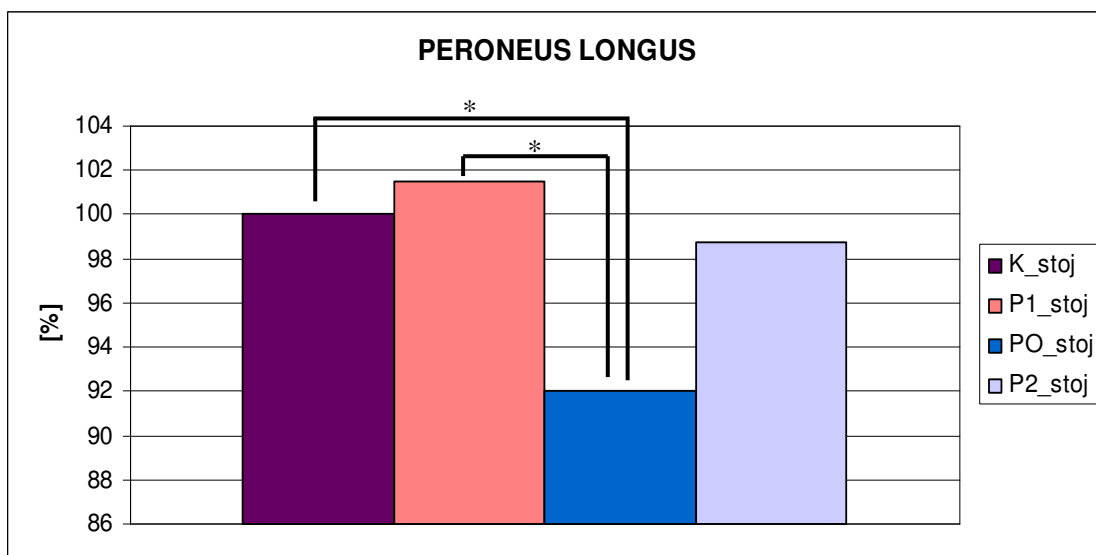
Na grafech 8–14 (s. 53–56) jsou graficky znázorněny mediány průměrů svalové aktivity šesti dvojkroků sledovaných svalů dominantní dolní končetiny během testovaných situací prováděných ve stoji.

Graf 8 Aktivita m. tibialis anterior během testovaných situací ve stoji jako výchozí pozici



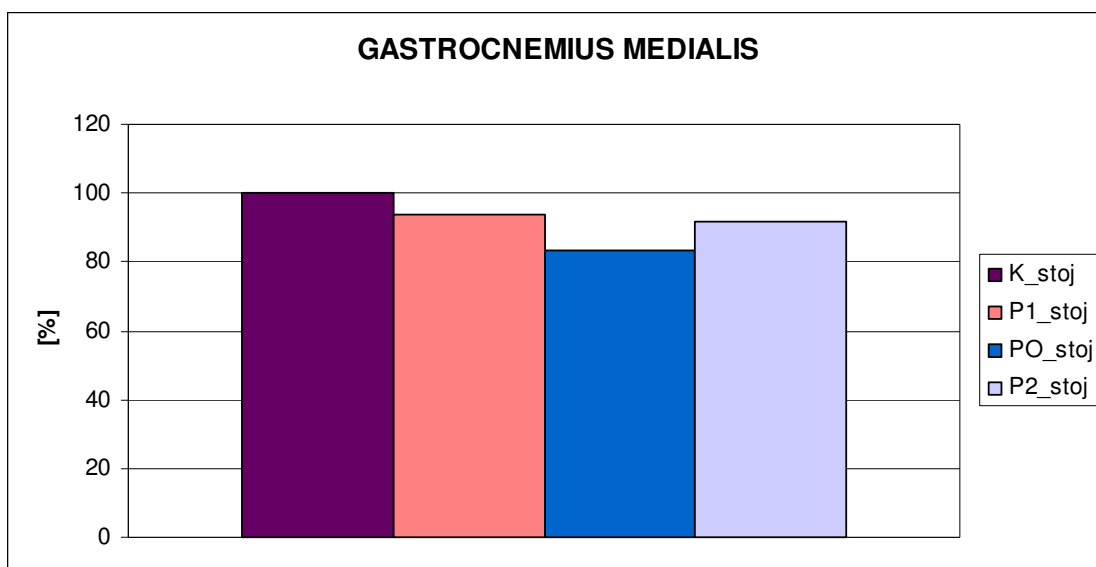
Legenda: K_stoj – klidová aktivita ve stoji, P1_stoj – iniciální představa chůze ve stoji, PO_stoj – představa chůze s observací ve stoji, P2_sed – představa chůze ve stoji po provedení chůze, ** - $p < 0,01$, * - $p < 0,05$

Graf 9 Aktivita m. peroneus longus během testovaných situací ve stoji jako výchozí pozici



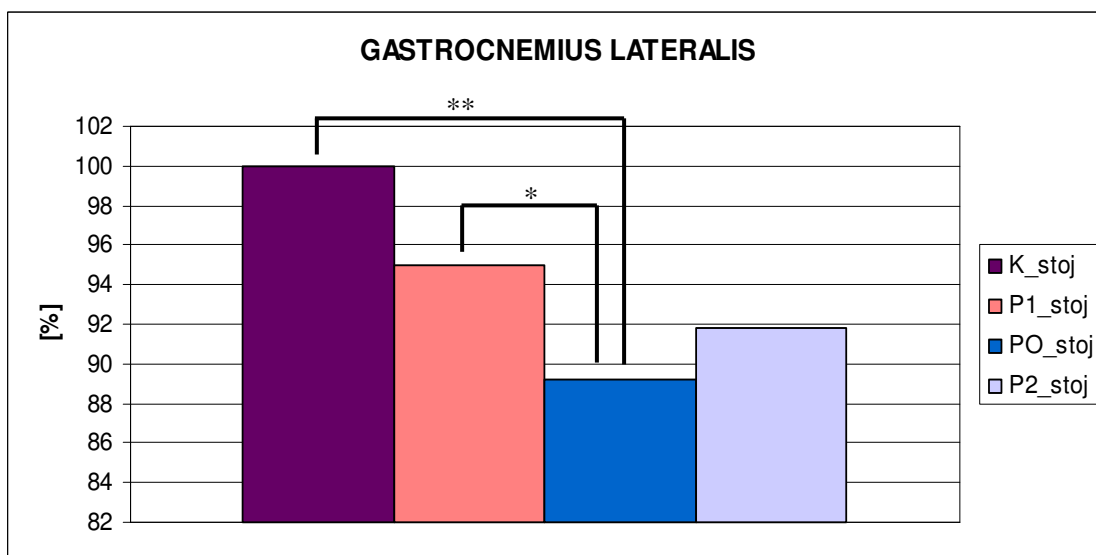
Legenda: K_stoj – klidová aktivita ve stoji, P1_stoj – iniciální představa chůze ve stoji, PO_stoj – představa chůze s observací ve stoji, P2_sed – představa chůze ve stoji po provedení chůze, * - $p < 0,05$

Graf 10 Aktivita m. gastrocnemius medialis během testovaných situací ve stoji jako výchozí pozici



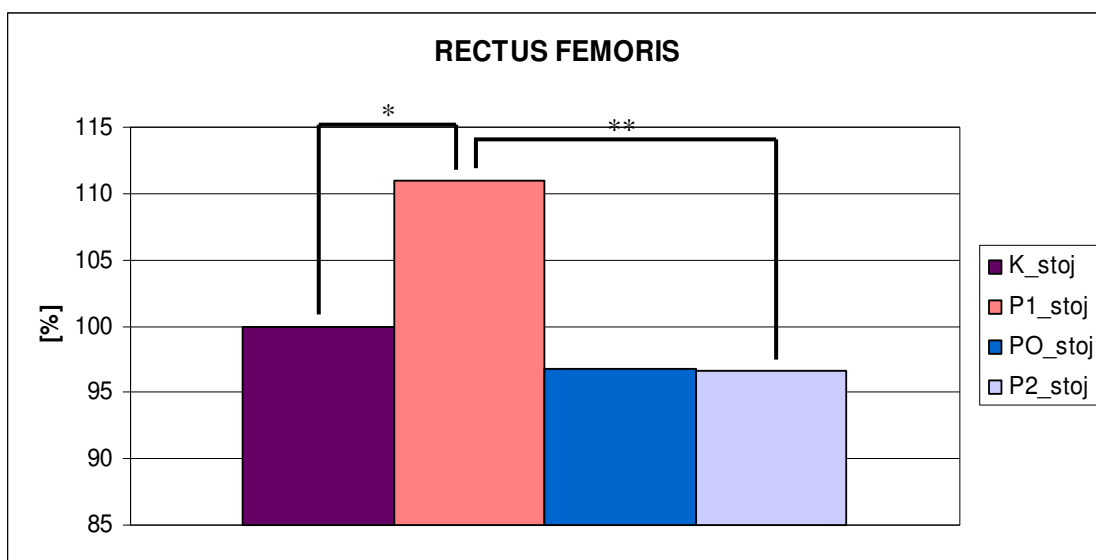
Legenda: K_stoj – klidová aktivita ve stoji, P1_stoj – iniciální představa chůze ve stoji, PO_stoj – představa chůze s observací ve stoji, P2_sed – představa chůze ve stoji po provedení chůze

Graf 11 Aktivita m. gastrocnemius lateralis během testovaných situací ve stoji jako výchozí pozici



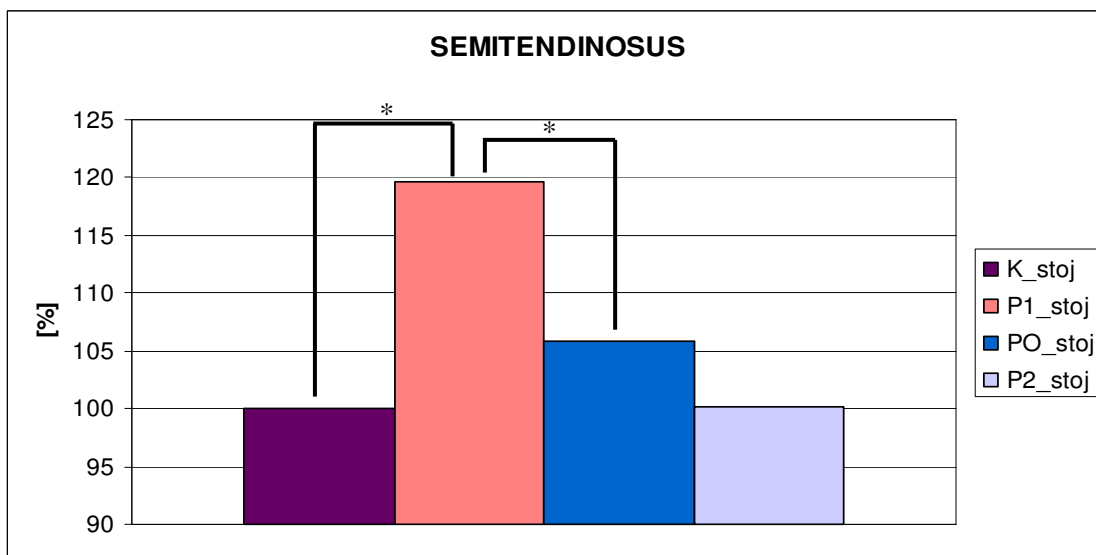
Legenda: K_stoj – klidová aktivita ve stoji, P1_stoj – iniciální představa chůze ve stoji, PO_stoj – představa chůze s observací ve stoji, P2_sed – představa chůze ve stoji po provedení chůze, ** - $p < 0,01$, * - $p < 0,05$

Graf 12 Aktivita m. rectus femoris během testovaných situací ve stoji jako výchozí pozici



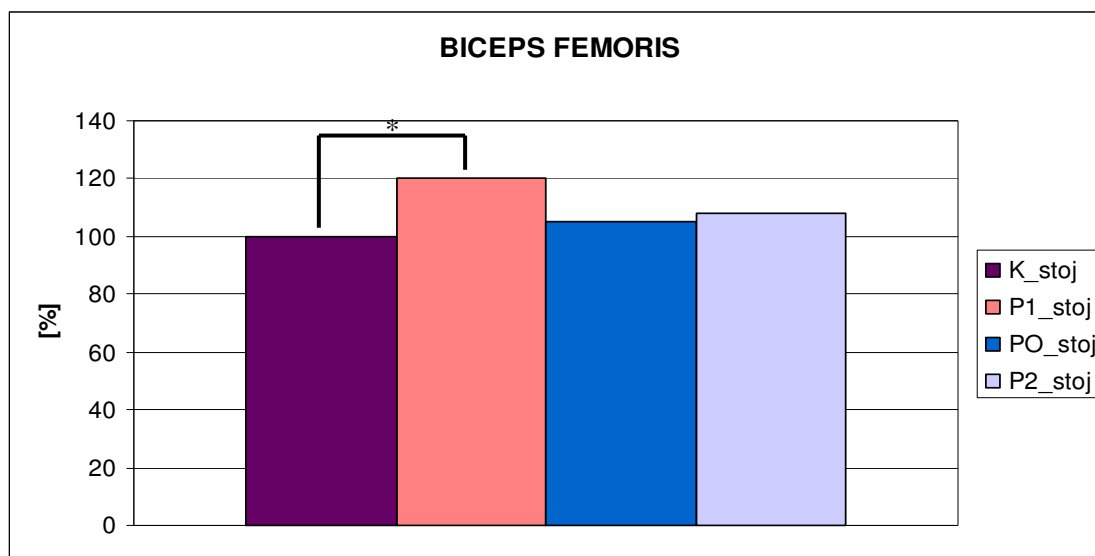
Legenda: K_stoj – klidová aktivita ve stoji, P1_stoj – iniciální představa chůze ve stoji, PO_stoj – představa chůze s observací ve stoji, P2_sed – představa chůze ve stoji po provedení chůze, ** - $p < 0,01$, * - $p < 0,05$

Graf 13 Aktivita m. semitendinosus během testovaných situací ve stoji jako výchozí pozici



Legenda: K_stoj – klidová aktivita ve stoji, P1_stoj – iniciální představa chůze ve stoji, PO_stoj – představa chůze s observací ve stoji, P2_sed – představa chůze ve stoji po provedení chůze, * - $p < 0,05$

Graf 14 Aktivita m. biceps femoris během testovaných situací ve stoji jako výchozí pozici



Legenda: K_stoj – klidová aktivita ve stoji, P1_stoj – iniciální představa chůze ve stoji, PO_stoj – představa chůze s observací ve stoji, P2_sed – představa chůze ve stoji po provedení chůze, * - $p < 0,05$

4.3 Výsledky k vědecké otázce 3

Vědecká otázka 3, ve znění „Dochází ke změně svalové aktivity s ohledem na výchozí polohu probandů při jednotlivých testovaných situacích?“, byla řešena ve třech hypotézách (H_{011} – H_{013}).

Cílem bylo zjistit, zda dochází k nárůstu svalové aktivity vybraných svalů na dominantní dolní končetině s ohledem na výchozí pozici u iniciální představy chůze (P1), představy chůze s observací (PO) a představy chůze po provedení vlastní chůze (P2).

Hladina statistické významnosti byla stanovena na 0,05 a pomocí Wilcoxonova párového testu byla spočítána statistická významnost (p) pro následné testování nulových hypotéz.

4.3.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení

Hypotézu H_{011} , ve znění „Neexistuje rozdíl v nárůstu svalové aktivity v sedu a stoji u iniciální představy chůze.“, zamítáme pro m. peroneus longus,

m. gastrocnemius lateralis, m. rectus femoris, m. semitendinosus a m. biceps femoris. Pro ostatní testované svaly nelze zamítnout.

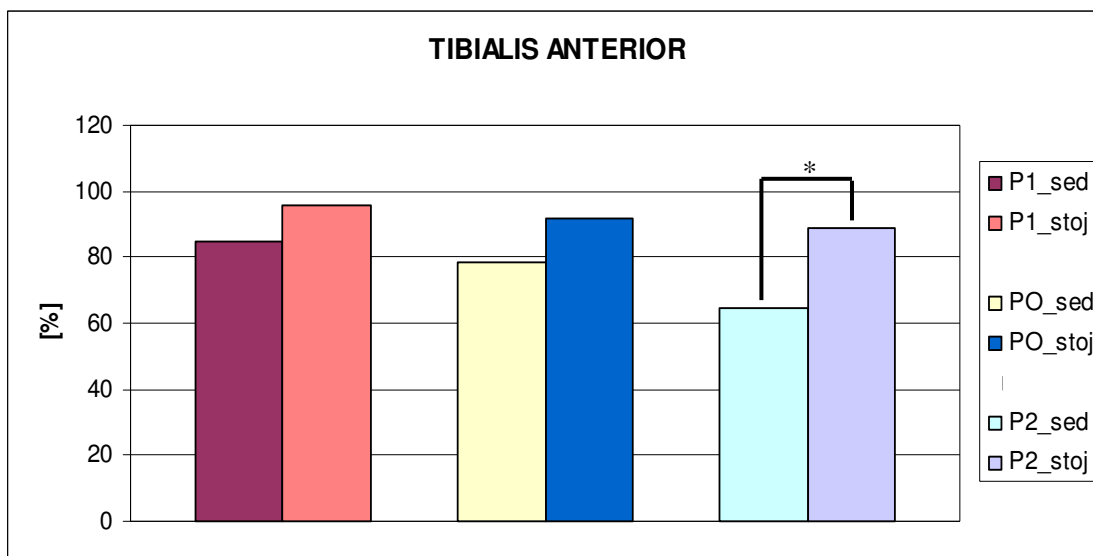
Hypotézu **H₀12**, ve znění „*Neexistuje rozdíl v nárůstu svalové aktivity v sedu a stojí u představy chůze s observací.*“, zamítáme pro m. gastrocnemius lateralis, m. rectus femoris, m. semitendinosus a m. biceps femoris. Pro ostatní testované svaly nelze zamítnout.

Hypotézu **H₀13**, ve znění „*Neexistuje rozdíl v nárůstu svalové aktivity v sedu a stojí u představy chůze po provedení vlastní chůze.*“, zamítáme pro m. tibialis anterior, m. peroneus longus, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis a m. biceps femoris. Pro ostatní testované svaly nelze zamítnout.

Výsledky pro ověření hypotéz H₀11–H₀13 jsou uvedeny v příl. 7 (s. 105–106) a znázorněny v grafech 15–21 (s. 57–60).

Na grafech 15–21 (s. 57–60) jsou graficky znázorněny mediány průměrů svalové aktivity šesti dvojkroků sledovaných svalů dominantní dolní končetiny během testovaných situací prováděných v pozici vsedě a ve stoji.

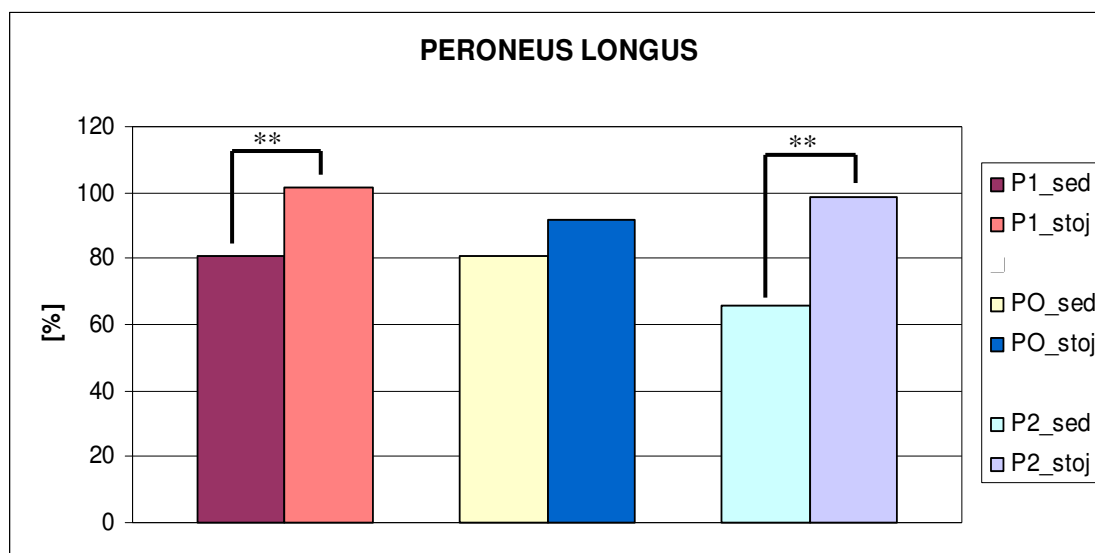
Graf 15 Porovnání aktivity m. tibialis anterior během testovaných situací vsedě a ve stoji jako výchozí pozici



Legenda: P1_sed – iniciální představa chůze vsedě, P1_stoj – iniciální představa chůze ve stoji, PO_sed – představa chůze s observací vsedě, PO_stoj – představa chůze s observací ve stoji,

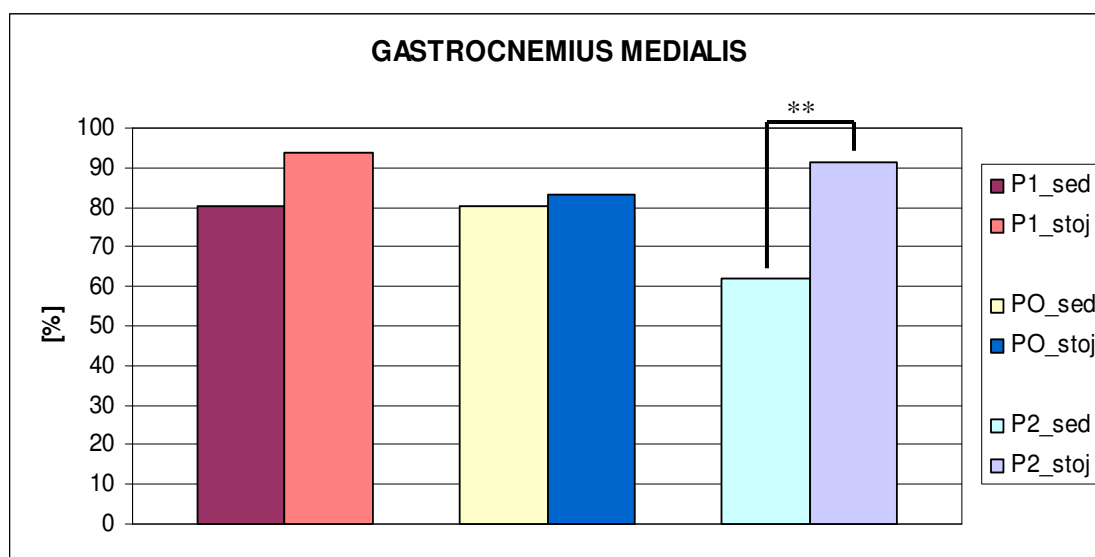
P2_sed – představa chůze vsedě po provedení chůze, P2_stoj – představa chůze ve stoji po provedení chůze, * - $p < 0,05$

Graf 16 Porovnání aktivity m. peroneus longus během testovaných situací vsedě a ve stoji jako výchozí pozici



Legenda: P1_sed – iniciální představa chůze vsedě, P1_stoj – iniciální představa chůze ve stoji, PO_sed – představa chůze s observací vsedě, PO_stoj – představa chůze s observací ve stoji, P2_sed – představa chůze vsedě po provedení chůze, P2_stoj – představa chůze ve stoji po provedení chůze, ** - $p < 0,01$

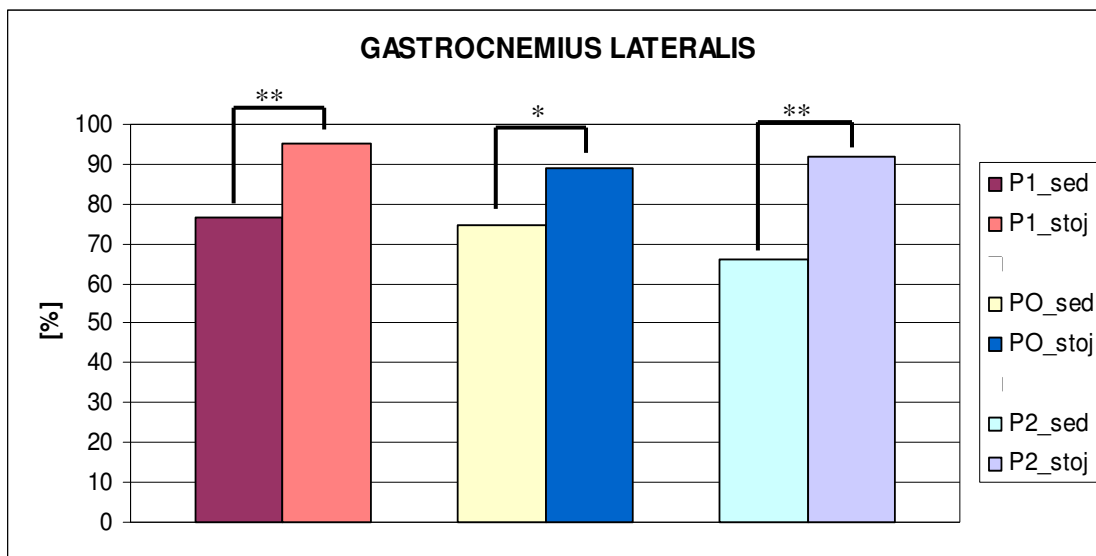
Graf 17 Porovnání aktivity m. gastrocnemius medialis během testovaných situací vsedě a ve stoji jako výchozí pozici



Legenda: P1_sed – iniciální představa chůze vsedě, P1_stoj – iniciální představa chůze ve stoji, PO_sed – představa chůze s observací vsedě, PO_stoj – představa chůze s observací ve stoji,

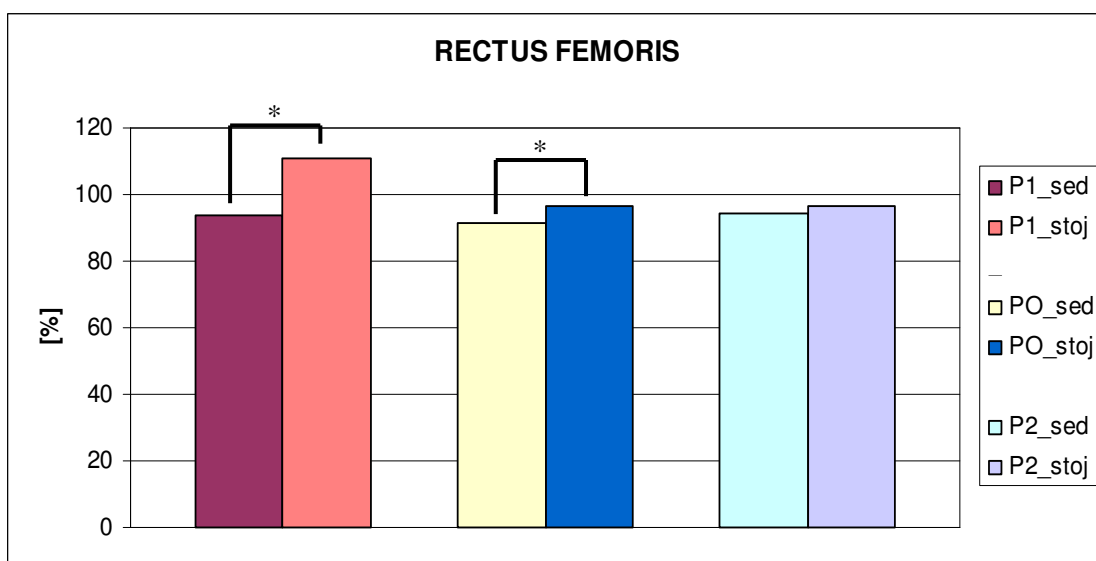
P2_sed – představa chůze vsedě po provedení chůze, P2_stoj – představa chůze ve stoji po provedení chůze, ** - $p < 0,01$

Graf 18 Porovnání aktivity m. gastrocnemius lateralis během testovaných situací vsedě a ve stoji jako výchozí pozici



Legenda: P1_sed – iniciální představa chůze vsedě, P1_stoj – iniciální představa chůze ve stoji, PO_sed – představa chůze s observací vsedě, PO_stoj – představa chůze s observací ve stoji, P2_sed – představa chůze vsedě po provedení chůze, P2_stoj – představa chůze ve stoji po provedení chůze, ** - $p < 0,01$, * - $p < 0,05$

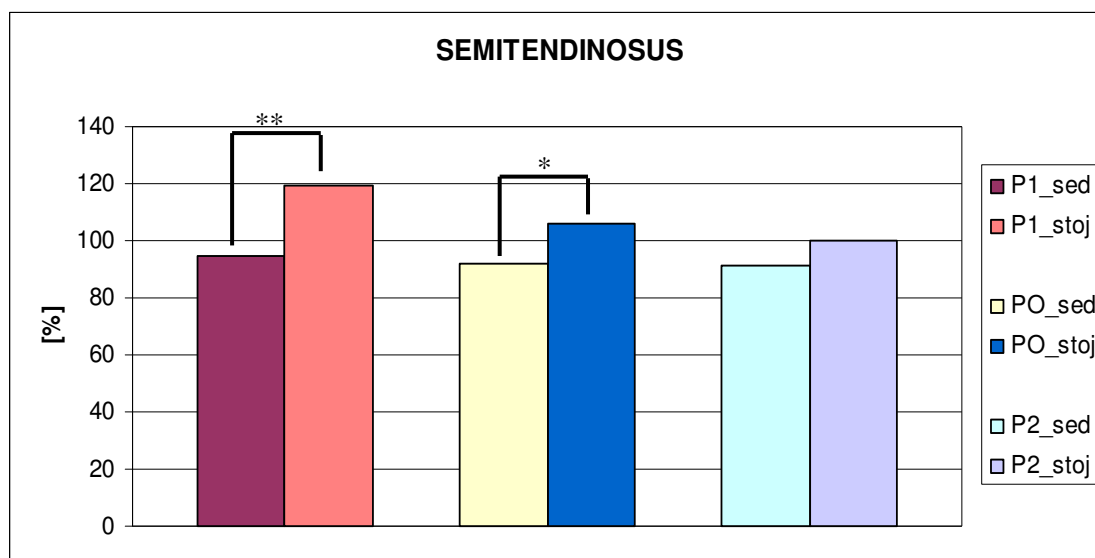
Graf 19 Porovnání aktivity m. rectus femoris během testovaných situací vsedě a ve stoji jako výchozí pozici



Legenda: P1_sed – iniciální představa chůze vsedě, P1_stoj – iniciální představa chůze ve stoji, PO_sed – představa chůze s observací vsedě, PO_stoj – představa chůze s observací ve stoji,

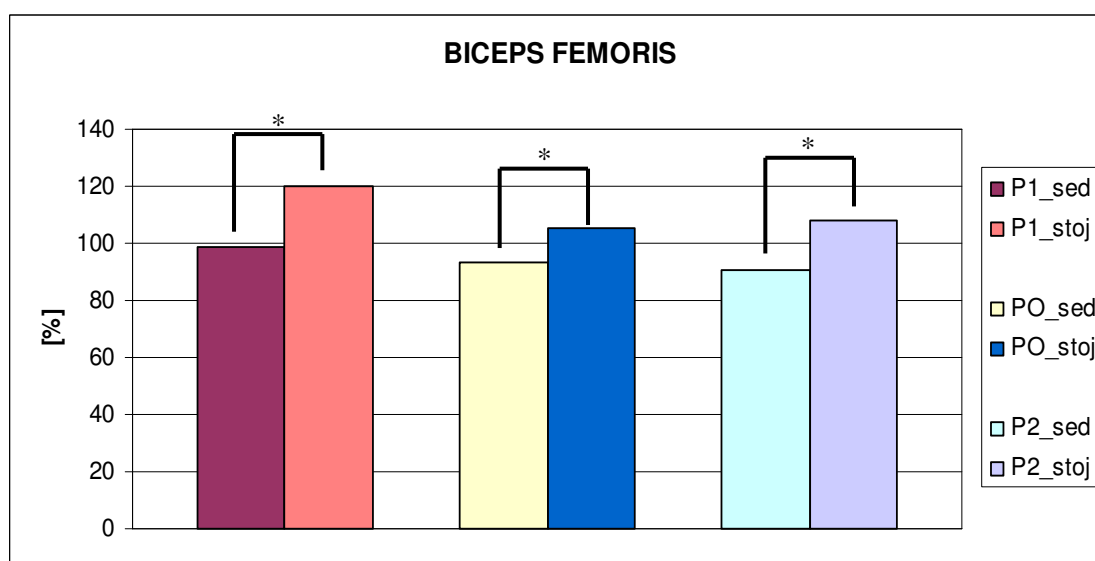
P2_sed – představa chůze vsedě po provedení chůze, P2_stoj – představa chůze ve stoji po provedení chůze, * - $p < 0,05$

Graf 20 Porovnání aktivity m. semitendinosus během testovaných situací vsedě a ve stoji jako výchozí pozici



Legenda: P1_sed – iniciální představa chůze vsedě, P1_stoj – iniciální představa chůze ve stoji, PO_sed – představa chůze s observací vsedě, PO_stoj – představa chůze s observací ve stoji, P2_sed – představa chůze vsedě po provedení chůze, P2_stoj – představa chůze ve stoji po provedení chůze, ** - $p < 0,01$, * - $p < 0,05$

Graf 21 Porovnání aktivity m. biceps femoris během testovaných situací vsedě a ve stoji jako výchozí pozici



Legenda: P1_sed – iniciální představa chůze vsedě, P1_stoj – iniciální představa chůze ve stoji, PO_sed – představa chůze s observací vsedě, PO_stoj – představa chůze s observací ve stoji,

P2_sed – představa chůze vsedě po provedení chůze, P2_stoj – představa chůze ve stoji po provedení chůze, * - $p < 0,05$

4.4 Výsledky k vědecké otázce 4

Vědecká otázka 4 zněla: „*Existuje statisticky významná závislost mezi bodovým hodnocením dotazníku MIQ-R a zjištěnou svalovou aktivitou během představy chůze ve stoji po provedení vlastní chůze?*“

Cílem této vědecké otázky bylo zjistit, zda existuje souvislost mezi výsledky dotazníku MIQ-R a naměřenou svalovou aktivitou vybraných svalů dominantní dolní končetiny během představy chůze ve stoji po provedení vlastní chůze.

Hladina statistické významnosti byla stanovena na 0,05 a pro zjištění závislosti daných proměnných byl spočítán Spearmanův korelační koeficient (r_s) a statistická významnost (p).

4.4.1 Vyjádření k vědecké otázce na základě statistického hodnocení

Pro vědeckou otázku 4, ve znění „*Existuje statisticky významná závislost mezi bodovým hodnocením dotazníku MIQ-R a zjištěnou svalovou aktivitou během představy chůze ve stoji po vykonání chůze?*“, nebyla zjištěna žádná statisticky významná korelace daných proměnných.

Výsledky korelace jsou uvedeny v tab. 4 a graficky znázorněny v příl. 8 (s. 107).

Tab. 4 Statistické vyhodnocení závislosti svalové aktivity vybraných svalů při představě chůze ve stoji po provedení vlastní chůze a výsledků dotazníku MIQ-R

		TA	PL	GM	GL	RF	ST	BF
VIZ	r_s	-0,08	0,09	-0,02	0,18	-0,18	-0,02	0,04
	p	0,66	0,63	0,92	0,33	0,32	0,90	0,82
KIN	r_s	-0,15	-0,03	-0,17	0,02	-0,13	-0,28	-0,13
	p	0,40	0,85	0,36	0,91	0,47	0,12	0,49
SUMA	r_s	-0,16	0,01	-0,11	0,10	-0,18	-0,16	-0,05
	p	0,39	0,96	0,56	0,60	0,32	0,40	0,79

Legenda: TA – m. tibialis anterior, PL – m. peroneus longus, GM – m. gastrocnemius medialis, GL – m. gastrocnemius lateralis, RF – m. rectus femoris, ST – m. semitendinosus, BF – m. biceps femoris, VIZ – hodnocení vizuální představy, KIN – hodnocení kinestetické představy,

SUMA – celkové hodnocení představy, r_s – Spearmanův korelační koeficient, p – hladina statistické významnosti

5 DISKUZE

Současné výzkumy se stále častěji zabývají tématem představy pohybu, tj. provedením pohybu v mysli bez jeho skutečného vykonání. Techniky založené na představě pohybu jsou již dlouhá léta využívány sportovci a hudebními umělci jako doplněk tréninku ke zvýšení své výkonnosti (Dickstein a Deutsch, 2007; Lotze a Halsband, 2006). Začalo se uvažovat o tom, zda je možné tento kognitivní proces aplikovat i v oblasti fyzioterapie u různých druhů onemocnění. Výzkumy se začaly zajímat v tomto ohledu zejména o populaci pacientů trpících neuromuskulárním onemocněním, nejčastěji CMP (např. de Vries a Mulder, 2007; Ietswaart et al., 2011). Pro účely zjišťování projevů představy pohybu vznikají také studie zkoumající zdravou populaci (např. Guillot et al., 2009a; Miyai et al., 2001; Wilson et al., 2010).

Bylo zjištěno, že se představa pohybu projevuje velice podobně jako příprava pohybu před jeho vlastním provedením. Při představě pohybu dochází totiž k aktivaci stejných oblastí v mozku pouze s tou výjimkou, že velikost těchto zapojených oblastí je menší (Solodkin et al., 2004). Zejména se jedná o SMA, PM, prefrontální a parietální korovou oblast, primární a sekundární somatosenzorickou oblast, bazální ganglia a mozeček (Solodkin et al., 2004; de Vries a Mulder, 2007). Neustále se však vedou spory o tom, zda se při představě pohybu zapojuje i M1, která je přímo zodpovědná za provedení pohybu. Některé studie tuto oblast při představě pohybu detekují (např. Lotze a Halsband, 2006; Yang et al., 2009), jiné zase ne (např. Guillot et al., 2009a). Jedním možným vysvětlením, proč k těmto nesrovnalostem dochází, může být fakt, že během představy pohybu je M1 aktivní po mnohem kratší dobu než během skutečného provedení pohybu. Tato krátkodobá aktivita nemusí být některými zobrazovacími technikami zachycena (Lotze a Halsband, 2006). Jako další možný důvod rozdílné interpretace aktivity M1 Lotze a Halsband (2006) uvádějí rozdílnou složitost představovaných pohybů. Při představě jednoduchého pohybu, jímž je např. flexe či extenze prstu, pravděpodobně dochází vlivem většího soustředění k větší aktivaci M1, zatímco při představě komplexnějšího pohybu (hrubých motorických činností) spíše k její inhibici. V neposlední řadě má jistě na tyto nekonzistentní nálezy vliv zvolená perspektiva (první osoby versus třetí osoby) a s tím související volba druhu představy pohybu (vizuální versus kinestetická). Uvádí se,

že představa pohybu v perspektivě první osoby je bližší reálnému provedení pohybu (Malouin a Richards, 2010). Taktéž je tomu při užití kinestetické představy (Solodkin et al., 2004). Nicméně aby představa pohybu tak jako příprava pohybu nepřešla ve vlastní pohyb, musí docházet k inhibici celého procesu. Inhibice pravděpodobně vychází z intenzivního propojení mezi parietální oblastí a SMA, jejichž povely následně pokračují k M1 mající na tuto oblast tlumivý účinek. SMA je při představě pohybu zapojena v mnohem větší míře než při provádění pohybu (Avanzino et al., 2009; Solodkin et al., 2004). Někdy může být tato inhibice ale nekompletní, čímž lze také vysvětlit skutečnost, že byla u některých případů pozorována aktivní M1 a v jiných případech ne. Míra inhibice, zdá se, závisí na typu pohybu provedeného v představě (Liepert a Neveling, 2009). Stinear a Byblow (2004) například zaznamenali, že vyšší úroveň aktivace m. abductor pollicis brevis a také m. flexor digitorum superficialis ukazováku, která je vyžadována během izometrické abdukce palce, způsobila vyšší amplitudu v motorických evokovaných potenciálech a signifikantní snížení intrakortikální inhibice vůči klidu. Oproti tomu během představy pohybu kliknutí ukazovákem na tlačítko myši nedošlo k žádným signifikantním změnám.

Při inkompletní inhibici motorických povelů tak dochází ke zvýšení kortikospinální excitability. Představa pohybu může mít významný vliv také na spinální segmentální okruh. Může tak dojít ke změně svalového tonu či svalové aktivity, což lze zaznamenat pomocí EMG zařízení (Aoyama a Kaneko, 2011; Solodkin et al., 2006). Za míru excitability na spinální úrovni zřejmě zodpovídají γ -motoneurony, které modulují svalový tonus (Aoyama a Kaneko, 2011). Periferním projevem představy pohybu jsou také vegetativní změny, zejména zvýšení tepové a dechové frekvence (Dickstein a Deutsch, 2007; Mulder et al., 2005; Wilson et al., 2010).

Podobný fenomén jako u představy pohybu byl zjištěn pro pouhé pozorování (observaci) daného pohybu (Mulder et al., 2005), kdy neurofyziologickým základem je pravděpodobně systém zrcadlových neuronů uložených v inferiorní části frontálního laloku (Solodkin et al., 2006). I zde totiž dochází k aktivaci stejných kortikálních oblastí (Ertelt et al., 2007; Maeda et al., 2002; Mulder et al., 2005) a zvýšení kortikospinální excitability (Liepert a Neveling, 2009; Maeda et al., 2002; Mulder et al., 2005). Míra excitabilních změn při pouhém pozorování pohybu je však nižší

než při představě stejného pohybu (Liepert a Neveling, 2009). Dle Muldera et al. (2005) může taktéž docházet k podobným projevům na periférii.

Studie zabývající se představou či pozorováním pohybu se v současné době vesměs orientují na oblast horní končetiny, konkrétně oblast ruky a prstů. Zároveň zkoumají velice jednoduché pohyby (např. Avanzino et al., 2009; Guillot et al., 2009b; Lebon et al., 2008; Maeda et al., 2002). Ke studijním účelům si často vybírají populaci zdravých jedinců, v poslední době se však zaměřily také na populaci pacientů po CMP či jiných neurologických onemocněních.

V naší práci jsme se proto zaměřili na zjišťování svalové aktivity u představy komplexního pohybu v oblasti dolních končetin zaznamenávané povrchovou elektromyografií. Za komplexní pohyb jsme si vybrali chůzi, jelikož se jedná o základní životní potřebu každého jedince potřebnou k sebeobsluze (Perry a Burnfield, 2010; Véle, 2006; Verma et al., 2010). Přestože je chůze chápána jako zautomatizovaný proces, který je vytvářen generátory vzorce lokomočního pohybu situovanými ve spinální míše, nemůže fungovat ve své konečné podobě, kdy je koordinovaná a stabilizovaná, bez vlivů ze supraspinálních center. Již samotné spuštění generátorů probíhá z oblasti retikulární formace středního mozku, tzv. mezencefalické lokomoční oblasti (MacKay-Lyons, 2002; Králíček, 2004). Lze proto konstatovat, že je zapotřebí stejných základních mechanismů CNS pro kontrolu chůze jako pro obecně každý jiný pohyb.

Studiem vlivu představy pohybu dolní končetiny na svalovou aktivitu se zabývali např. Bakker et al. (2008), Liepert a Neveling (2009) či Tremblay et al. (2001). Tyto změny však zjišťovali pomocí míry excitability kortikospinálního systému, přičemž se jednalo o jednoduché pohyby (extenze v koleni či dorziflexe hlezna). Lebon et al. (2012) zkoumali přímo změnu svalové aktivity měřené EMG přístrojem v m. quadriceps femoris (konkrétně vastus medialis) u pacientů po poranění a následné artroskopické náhradě předního zkříženého vazů. Porovnávali ale změnu maximální možné izometrické aktivity tohoto svalu při extenzi kolene u pacientů léčených běžnou fyzioterapií ve srovnání s pacienty, k jejichž terapii byl přidán mentální nácvik představy pohybu.

Bakker et al. (2008) se jako jediní z těchto autorů zaměřili ve své práci také na vyšetření kortikospinální excitability během představy chůze. Ze svých výsledků usoudili, že pouze ti jedinci, kteří se dokáží specificky zaměřit na konkrétní sval

při jednoduchém pohybu (dorziflexi hlezna), mohou být schopni zaměřit se na tento sval také během pohybu komplexního (chůze).

Obecným předpokladem naší práce bylo, že během představy chůze, stejně jako během představy jiných pohybů dříve studovaných, ačkoli se jednalo o hodnocení aktivity svalů horní končetiny (např. Lebon et al., 2008; Wilson et al., 2010), dochází k vyšší svalové aktivitě v porovnání s aktivitou klidovou. Svalová aktivita byla měřena v klidu (K) a během představy chůze za různých situací, jimiž byly iniciální představa chůze se zavřenýma očima (P1), představa chůze s observací (PO) a představa chůze se zavřenýma očima po jejím provedení (P2). Všechny tyto testované situace byly prováděny v sedu a stojí.

5.1 Diskuze k vědecké otázce 1

Předmětem této vědecké otázky bylo studium změny svalové aktivity dominantní dolní končetiny při představě chůze v sedu jako výchozí pozici.

5.1.1 Diskuze k hypotézám H₀₁, H₀₂ a H₀₃

Uvedené hypotézy se týkají porovnání svalové aktivity měřených svalů dominantní dolní končetiny výše uvedených představ chůze vůči klidu. Všechny tyto aktivity probíhaly v pozici v sedu.

Z grafů 1–7 (s. 48–51) lze u všech měřených svalů pozorovat sníženou aktivitu vůči klidové hodnotě. Až na některé odchylky lze rovněž vyčíst postupný pokles svalové aktivity u jednotlivých testovaných situací v pořadí P1, PO, P2. Ačkoliv není u všech aktivit stanovena statistická významnost, tento trend je z grafů patrný. Statisticky významný pokles svalové aktivity u všech tří hypotézami testovaných situací byl viděn u m. PL, m. GM a m. GL. Ve dvou z těchto tří situací (PO vůči K a P2 vůči K) došlo k statisticky významnému snížení svalové aktivity u m. ST a m. BF, u m. TA tomu tak bylo pouze v jednom případě, a to při P2 vůči K. Pro m. RF nevyšla žádná statisticky významná hodnota. Dále můžeme zaznamenat jistý trend, kdy na proximálnějších svalech lze vidět menší pokles aktivity než u svalů distálně uložených. Tato odlišnost v poklesu může být dána polohou jednotlivých segmentů těla při představě chůze v sedu. Flexe v kyčli a v koleni se může jevit jako

nevýhodná pozice pro provedení představy takového úkolu jakou je chůze. Toto tvrzení je ve shodě s názorem Bakker et al. (2008), kteří tvrdí, že představa pohybu zvyšuje kortikospinální excitabilitu tehdy, když poloha jedince odpovídá výchozí postuře představujícího si pohybu, ale nikoli když se držení těla liší. Malouin a Richards (2010) taktéž předpokládají, že je výhodné umístit pacienta do pozice podobné té, která je využívána během vlastního provádění úkolu.

Rozdílný pokles aktivity proximálně a distálně uložených svalů může být dán také předpokladem, že dojde k blokaci aktivity M1, která řídí zejména akrální části končetin používané pro jemnou motoriku (Králíček, 2004) a naopak PM, která realizuje hlavně postojové pozadí a řídí svalstvo axiální, pletencové a proximální oblasti končetin (Trojan et al., 2005, Králíček, 2004) zůstává aktivní.

5.1.2 Diskuze k hypotéze H₀₄

U hypotézy H₀₄ bylo cílem zjistit, zda dojde ke změně svalové aktivity při porovnání iniciální představy chůze (P1) a představy chůze s observací (PO) v pozici vsedě. Naším předpokladem pro výskyt změny ve svalové aktivitě byla kombinace představy chůze s jejím pozorováním promítaném na plátně, kdy pravděpodobně dojde navíc k zapojení systému zrcadlových neuronů (Maeda et al., 2002; Mulder et al., 2005), které nervové signály ještě zesílí.

Při PO došlo v téměř všech případech ke snížení svalové aktivity vůči P1 (viditelné na grafech 1–7, s. 48–51). Výjimka byla zjištěna pouze u m. GM, kde byla aktivita neznatelně vyšší. Jelikož byl statisticky významný pokles zjištěn pouze u m. BF, můžeme tento jev pokládat opět jen za určitý trend. Jedním možným vysvětlením, proč dochází k většímu poklesu oproti P1, která byla prováděna se zavřenýma očima, je větší inhibice v důsledku vizuální fixace na promítanou chůzi. Jak již bylo řečeno, při samotném pozorování pohybu dochází k zapojování podobných oblastí mozku jako při představě pohybu (Mulder et al., 2005), tudíž můžeme usuzovat na mnohem větší aktivaci SMA, která má za následek inhibici celého motorického projevu, jak tvrdí např. Solodkin et al. (2004).

5.1.3 Diskuze k hypotéze H₀₅

Na základě této hypotézy jsme zkoumali, zda dojde ke změně aktivity při představě chůze po jejím provedení (P2) vůči představě chůze iniciální (P1) v sedu jako výchozí pozici. Změnu svalové aktivity mezi těmito dvěma situacemi jsme předpokládali vlivem okamžitého, i když třeba krátkodobého zlepšení schopnosti představy konkrétní chůze díky možnosti jejího provedení. Mulder et al. (2004) totiž ve své studii také zjistili, že znalost úkolu, který má jedinec provádět v představě, ovlivní konečný výsledek.

Svalová aktivita představy chůze po jejím provedení vychází v téměř všech případech opět nižší než u představy chůze iniciální (viz grafy 1–7, s. 48–51). Statisticky významný výsledek byl zaznamenán u všech měřených svalů kromě m. RF. Tento výrazný pokles může být dán tím, že provedením chůze získal proband vlastní zkušenost, jak chůze probíhá. Ač je chůze brána jako zautomatizovaný proces, tím, že bylo použito určitého rytmu udávaného metronomem, proband si musel vžít do paměti toto tempo chůze. Při představě chůze po jejím provedení poté mohl mít větší schopnost představy a tím pádem mohlo dojít k výraznějšímu snížení svalové aktivity, opět vlivem intrakortikální inhibice.

Díky tzv. pracovní paměti (forma krátkodobé paměti) si je jedinec schopen přechodně po krátkou dobu (několik minut, maximálně několik hodin) získané informace uchovat (Mareš, 2005b; Králíček, 2004). Oblast, kde je lokalizována pracovní paměť, je spojena s hipokampem a přílehlými parahipokampálními oblastmi temporálního laloku. Hipokampus je v těsném spojení s přílehlou parahipokampální kůrou v mediálním frontálním laloku. Na procesu paměti se podílí také spoje mezi hipokampem a mezimozkem, jehož součástí je hypothalamus (Mareš, 2005b). Tyto oblasti jsou zapojené do procesu vytváření pohybu (Véle, 2006; Trojan et al., 2005). Podstata krátkodobé paměti zřejmě spočívá ve schopnosti nervových synapsí měnit úroveň svého informačního přenosu v závislosti na stupni předchozí neuronální aktivity označované jako synaptická neuronální plasticita (Králíček, 2004).

Aby došlo k dlouhodobému uchování takové paměťové stopy, je vyžadováno déletrvajícím působením dané informace a její dostatečně časté opakování (Králíček, 2004). Na základě tohoto principu pracují studie zabývající se představou pohybu,

kde pacienti docházejí na pravidelné terapie (např. Lebon et al., 2012). Motorickým učením tak dochází u pacientů s poruchou motoriky k cerebrální reorganizaci (Ambulatorium).

Ve studii Jacksona et al. (2003), kde po několikadenním intenzivním tréninku představy sekvenčních pohybů nohy bylo možno pozorovat mírné, ale signifikantní zlepšení v provedení, došlo k funkčním změnám souvisejících s motorickým učením. Došlo k nárůstu aktivity na mediální straně orbitofrontálního kortexu a snížení aktivity v mozečku. Tyto výsledky proto naznačují, že učení sekvenčního motorického úkolu pomocí představy pohybu vytváří cerebrální funkční změny podobné těm pozorovaným po fyzickém nácviku stejného úkolu. Jackson et al. (2003) také ze svých výsledků usuzují, že představa pohybu alespoň zpočátku zlepšuje provedení působením na přípravu a anticipaci pohybů spíše než na provedení jako takové. Malouin a Richards (2010) dospěli ve své práci ke stejným výsledkům. Lafleur et al. (2002) podpořili názor, že stejný proces motorického učení se děje při vykonávání činnosti i provádění stejné činnosti v představě.

5.2 Diskuze k vědecké otázce 2

Pomocí této vědecké otázky byla snaha zjistit změny svalové aktivity dominantní dolní končetiny při představě chůze ve stoji jako výchozí pozici.

5.2.1 Diskuze k hypotézám H₀₆, H₀₇ a H₀₈

Uvedené hypotézy se týkají porovnání svalové aktivity měřených svalů dominantní dolní končetiny výše uvedených představ chůze vůči klidu. Všechny tyto aktivity probíhaly v pozici ve stoji.

Ve stoji již výsledky svalové aktivity nebyly tak jednotné jako v sedu (viz grafy 8–14, s. 53–56). To mohlo být zapříčiněno výchozí polohou (stojem), kdy dochází k neustálému vyrovnávání posturálních výchylek (Shumway-Cook a Woollacott, 2007). Budeme proto diskutovat především signifikantní změny. Nedochozí zde k tak velkému poklesu aktivity jako při představě chůze v sedu. Statisticky významný pokles aktivity byl zjištěn u m. TA v porovnání aktivity při představě chůze po jejím provedení (P2) vůči klidu (K), u m. PL a m. GL v porovnání aktivity během představy

chůze s observací (PO) vzhledem ke klidu (K). Svalová aktivita proximálních svalů je nyní dokonce vyšší než v klidu, kdy všechny svaly proximálně uložené (m. RF, m. ST a m. BF) dosáhly statisticky významného nárůstu při porovnání svalové aktivity iniciální představy chůze (P1) vzhledem ke klidu (K). Tato zvýšená aktivita, jak již bylo psáno v diskuzi týkající se představy chůze v sedu, je pravděpodobně způsobena aktivitou v PM, která bývá při představě pohybu běžně aktivní. Yangem et al. (2009) bylo navíc zjištěno, že se podíl aktivace PM zvyšuje s rostoucí složitostí představovaných pohybů. Zřejmě kvůli neaktivitě M1 vychází aktivita svalů v distální oblasti dolní končetiny při představě chůze vůči klidu snižena.

Při vývoji motoriky dochází k ovládnutí jednotlivých částí těla v proximodistálním směru, což vyjadřuje, že pohyby začínají nejdříve v pletencích a teprve později přecházejí na distálnější části těla (Trojan et al., 2005). To může také vysvětlovat nárůst aktivity pouze v proximálně uložených svalech. Navíc je při vývoji motoriky zachován rovněž kefalokaudální směr vývoje, což znamená, že ovládnutí těla postupuje od hlavy k patě (Trojan et al., 2005). To může vysvětlovat fakt, že jsme nezaznamenali při představě chůze vždy vyšší svalovou aktivitu v porovnání s aktivitou klidovou, jak jsme na začátku na základě jiných studií předpokládali. Jak už jsme totiž naznačili, tyto studie (např. Lebon et al., 2008; Wilson et al., 2010) hodnotily svalovou aktivitu na horních končetinách. Také korová reprezentace pro horní končetinu, zejména oblast ruky je větší než pro oblast dolní končetiny (Shumway-Cook a Woollacott, 2007).

5.2.2 Diskuze k hypotéze H₀₉

Hypotéza H₀₉ měla za úkol objasnit, zda dochází ke změně svalové aktivity při porovnání iniciální představy chůze (P1) a představy chůze s observací (PO) ve stoji jako výchozí pozici. Náš předpoklad byl stejný jako u hypotézy H₀₄, že k této změně dojde vlivem doplňující aktivace systému zrcadlových neuronů.

Při PO ve stoji lze stejně jako v sedu pozorovat trend snížení aktivity vůči P1, což je patrné z grafů 8–14 (s. 53–56). Statisticky významný výsledek byl pozorován u m. PL, m. GL a m. ST. Opět se může jednat o následek inhibice motorického projevu díky zvýšené aktivaci SMA.

5.2.3 Diskuze k hypotéze H₀10

Stejně jako u hypotézy H₀5 jsme zjišťovali svalovou aktivitu při představě chůze po jejím provedení (P2) a porovnávali ji s aktivitou během iniciální představy chůze (P1). Nynější aktivita byla však měřena v pozici ve stoji. Předpoklad byl taktéž shodný s hypotézou H₀5, a to že dojde ke změně svalové aktivity díky aktivaci krátkodobé paměti při možnosti provedení skutečné chůze za daných podmínek a jejího následného využití při další představě chůze.

Svalová aktivita při P2 je ve všech případech naměřena nižší než aktivita při P1 (viz grafy 8–14, s. 53–56). Opět můžeme hovořit pouze o určitém trendu, protože tento pokles byl statisticky významný jen u m. TA a m. RF. Můžeme předpokládat, že k tomuto poklesu došlo ze stejných příčin jako při představě chůze po provedení chůze v sedu.

5.3 Diskuze k vědecké otázce 3

Vědecká otázka 3 se týká zjišťování změn svalové aktivity při představě chůze za daných testovaných situací (P1, PO a P2) s ohledem na různou výchozí polohu probandů. Byla testována v hypotézách H₀11, H₀12 a H₀13 a porovnávanou výchozí pozicí byl sed a stoj. Předpokládali jsme, že dojde k většímu nárůstu svalové aktivity při představě chůze ve stoji. Tento předpoklad jsme určili na základě poznatku, že při stoji dochází k vyšší excitabilitě nervového a pohybového systému (Véle, 2006).

Z jednotlivých grafů 15–21 (s. 57–60) lze vyčíst, že u všech svalů za všech situací dochází ke zvýšení svalové aktivity ve stoji vůči sedu. Statisticky významných výsledků jsme dosáhli u těchto svalů: m. BF a m. GL za všech tří situací (P1, PO a P2), m. RF a m. ST při situaci P1 a PO, m. PL za situace P1 a P2, m. TA a m. GM v situaci P2. Náš předpoklad tímto vyšel. Dalo se tak očekávat, protože při stoji samotném již dochází k vyšší excitabilitě nervového systému jako takového oproti sedu, jak popisuje Véle (2006). I představa tak vyvolala výraznější svalovou aktivitu ve stoji vůči sedu.

Výsledky studie Grangeona et al. (2011) poskytly důkaz, že během představy pohybu ve stoji dochází ke zvýšení posturální stability díky snížení posturálních výchylek ve srovnání s klidným stojem bez představy pohybu. Takové snížení posturální výchylky je spojováno se zvýšením napětí posturálních svalů, což vede

ke zvýšení ztuhlosti. Proto Grangeon et al. (2011) tvrdí, že při představě pohybu dochází k inhibici motorických příkazů zodpovědných za provedení pohybu, ale ne příkazů zodpovědných za posturální regulaci, které pohybové provedení doprovází. Svaly měřené v naší práci se vyznačují obsahem velkého množství svalových vláken I. typu (v průměru od 42% do 73%), která slouží k pomalejší, ale zato vytrvalé kontrakci (Dylevský, 2007; Enoka, 2008; Colling, 1997). Proto můžeme předpokládat, že ve stoji vlivem aktivity těchto svalů udržující posturu proti gravitaci došlo do určité úrovně ke zvýšení svalového tonu v těchto měřených svalech.

Za vznik statisticky nevýznamných výsledků pravděpodobně mohou velice variabilní a taktéž často nesignifikantní výsledky zjištěné při představě chůze během jednotlivých situací ve stoji.

5.4 Diskuze k vědecké otázce 4

K tomu, aby mohl jedinec provádět techniku představy pohybu, musí mít určitou schopnost provedení představy. Podle Gregga et al. (2010) souvisí představivost s intenzitou vztahu mezi užitím představy a sportovním provedením u sportovců, což může mít vliv také na vztah použití představy a výsledky pohybové rehabilitace.

U této vědecké otázky jsme se zabývali vztahem mezi výsledky hodnocení dotazníku MIQ-R a svalovou aktivitou při představě chůze po provedení chůze (P2) ve stoji.

Zjistili jsme, že korelace mezi výsledky dotazníku MIQ-R a zjištěnou svalovou aktivitou P2 ve stoji je bezvýznamná (viz tab. 4, s. 61 a příl. 8, s. 107). Tento výsledek se shoduje s některými studiemi (např. Mulder, 2007; Dickstein et al., 2005), které také nezachycují žádný významný trend při srovnání výsledků dotazníků představy pohybu s výsledky svalové aktivity zaznamenané EMG zařízením. I přesto je však možné vykazovat pozitivních výsledků u představy pohybu. Na výsledek korelace má proto jistě vliv i subjektivita hodnocení dotazníku.

Srovnání výsledků dotazníku právě se svalovou aktivitou P2 ve stoji jsme vybrali z důvodu největší podobnosti k formě dotazníku (viz příl. 5, s. 100–103). V dotazníku je zadán totiž nejdříve pokyn k vykonání pohybu a poté si má dotazovaný stejný pohyb představit. Navíc se všechny úkoly provádí ve stoji.

5.5 Diskuze k výzkumné metodě

Výzkum byl prováděn na zdravých probandech. Hlavním důvodem byl fakt, že představa komplexního pohybu jakou je v našem případě chůze nebyla doposud důkladně hodnocena s využitím povrchové elektromyografie. Pomocí EMG záznamu lze zjistit, jak se mění svalová aktivita při představě daného pohybu (Lebon et al., 2008; Wilson et al., 2010). Mezi svaly zahrnutými do měření jsou m. TA, m. RF a m. BF, které byly testovány již v předešlých studiích (Bakker et al., 2008; Liepert a Neveling, 2009; Tremblay et al., 2001). Dále byly pro rozšíření zahrnuty i jiné svaly (m. PL, m. GM, m. GL a m. ST). Na základě převážné většiny dřívějších studií byla využita jako výchozí poloha sed (např. Bakker et al., 2008). Protože jsme předpokládali, že má podobnost výchozí polohy a představovaného pohybu vliv na svalovou aktivitu (Bakker et al., 2008; Malouin a Richards, 2010), zvolili jsme jako další výchozí polohu stoj.

V naší práci byly hodnoceny při představě chůze s observací (PO) pouze úseky, kdy byli proband a figurant na promítacím plátně stejně orientováni, tzn. že byl figurant zády k probandovi. Dle Maedy et al. (2002) dochází totiž k větší modulaci excitability nervového systému právě při observaci, při které je pozorovaná činnost a pozorovatel ve stejné orientaci.

V kontrastu s ostatními studii nebyli probandi na měření připravováni tréninkem představy pohybu. V jiných studiích navíc jedinci docházeli pravidelně na terapii, kde byla prováděna také představa pohybu (např. Ietswaart et al., 2011). Naše měření oproti tomu bylo pouze jednorázového charakteru. Probandi nebyli při měření nainstruováni ke specifikaci představy kinestetické či vizuální, a to z důvodu jediného měření a také proto, že toto dělení je spíše teoretické. Kinestetická představa, která se pokládá za více podobnou vlastnímu provedení je navíc velmi obtížná k naučení i samotnému vysvětlení (Dickstein a Deutsch, 2007). Další odchylkou od ostatních studií byl fakt, že si probandi představovali komplexní pohyb (chůzi), kdy nebyli nainstruováni k zaměření se na konkrétní sval či určitou pohybovou složku chůze. Bakker et al. (2008) tvrdí, že dojde k rozšíření aktivity kortikálních motorických oblastí během představy pohybu právě za předpokladu, že jsou jedinci trénováni k zaměření jejich pozornosti na konkrétní pohyby dolních končetin podílejících se na chůzi. Jelikož se jednalo o probandy bez poruchy

motorického systému, neměli tak zásadní motivaci ke zlepšení kvality provedení chůze. Proto nemuseli vynaložit takovou sílu představy, jakou by vynaložili pacienti s poruchou chůze.

Klidová aktivita (K) v sedu i stojí byla měřena s otevřenýma očima, což mohlo mírně ovlivnit další výsledky s touto aktivitou spojené. V neposlední řadě je potřeba zmínit možnost rušení elektromyografického signálu vlivem neustále se měnící polohy, tj. sedu a stoje, mezi měřeními jednotlivých situací a také díky množství zdrojů elektromagnetického rušení.

Výše uvedené skutečnosti s největší pravděpodobností ovlivňovaly výsledky našeho měření.

Je potřeba se však zamyslet nad otázkou, zda je nutné a žádané za každou cenu dosáhnout zvýšení svalové aktivity. Pro normální chůzi je totiž charakteristické, že je prováděna za pomoci minimálního energetického výdeje. Z tohoto důvodu je spíše potřeba zajistit vhodnou koordinaci svalů a nikoli pouze zvýšenou aktivitu. Dunsky et al. (2006) ve své pilotní studii u jedinců s hemiparézou chronického charakteru, kteří podstoupili trénink představy chůze 3krát týdně po dobu 6 týdnů, zjistili, že u nich došlo ke zvýšení rychlosti chůze, délky kroku, kadence, prodloužení doby jednooporové fáze kroku na afektované dolní končetině a snížení doby dvojí opory.

5.6 Aplikace do praxe

I když trénink představy pohybu poukazuje na dosažení menších tréninkových zlepšení než samotné motorické provedení, je výhodné jej zařadit do rehabilitačního programu. Může to totiž poskytnout příležitost k dosažení dalších efektů, započítí tréninku dříve (dokonce i ve stavu plegie) (Malouin a Richards, 2010; Lotze a Halsband, 2006), což pomáhá udržet pohybový program aktivní a připravuje a facilite budování provedení specifických pohybů (Guillot et al., 2009b). V neposlední řadě může poskytnout tréninkovou metodu, která by mohla být po zainstruování prováděna pacientem samotným (Lotze a Halsband, 2006; Malouin a Richards, 2010). Již v mnoha studiích bylo zjištěno, že kombinace běžné rehabilitace a představy pohybu má ve zlepšení motorického provedení největší efekt, poté následuje fyzický trénink samotný, představa pohybu samotná, a ta je účinnější

než vůbec žádný trénink (Dickstein a Deutsch, 2007; Malouin a Richards, 2010; de Vries a Mulder, 2007).

Protože je představa pohybu levnou a snadno přístupnou metodou a neustále přibývá záznamů o výhodách představy pohybu ve zlepšení motorického výkonu, je vhodné informovat fyzioterapeuty o jejím možném použití (Dickstein a Deutsch, 2007). Může tak dojít k obohacení rehabilitačního procesu (Guillot et al., 2009b). Nemělo by se však zapomínat, že tato metoda je pouze doplňkem k běžné terapii a nenahradí tak fyzický trénink stejného úkonu (Malouin a Richards, 2010).

Podle typu a složitosti úkonu je nutno vybírat mezi vizuální a kinestetickou představou pohybu. Při tréninku nového pohybu je vhodné využívat vizuální představu, avšak později je vhodné začlenit i kinestetickou (Dickstein a Deutsch, 2007), a to zejména proto, že ta se nejvíce podobá svými účinky samotnému provedení pohybu a také proto, že je prováděna v perspektivě první osoby (Solodkin et al., 2004; Solodkin et al., 2006; de Vries a Mulder, 2007; Malouin a Richards, 2010).

Přestože jsou pozitivní výsledky při představě pohybu zřejmé, není tento trénink vhodný zcela pro všechny jedince. Bylo prokázáno, že dochází k poškození ve schopnosti představy pohybu díky lézím v parietální (Dickstein a Deutsch, 2007; Lotze a Halsband, 2006), premotorické (Dickstein a Deutsch, 2007), či prefrontální korové oblasti (Lotze a Halsband, 2006). K tomuto narušení dochází rovněž při lézi v oblasti bazálních ganglií (Dickstein a Deutsch, 2007; Lotze a Halsband, 2006). I přes tyto faktory omezující schopnost představy je však daný jedinec stále do určité míry schopen využívat představu pohybu (Dickstein a Deutsch, 2007). Důležitou a neodmyslitelnou komponentou pro představu pohybu je motivace. Dickstein a Deutsch (2007) ve své práci uvedli, že vysoce motivovaní jedinci dosahují výraznějšího zlepšení v představě pohybu než jedinci bez motivace. Dalšími nezbytnostmi pro trénink pohybu v představě jsou dobré kognitivní funkce a komunikační dovednosti (Malouin a Richards, 2010).

Efekt představy pohybu umocňuje současné pozorování daného pohybu (tzv. observace), proto proces pozorování činnosti lze stejně jako proces motorické představy zařadit jako doplněk k rehabilitačním postupům. Obě tyto metody jsou klinicky významné pro léčbu pohybových onemocnění (Dickstein a Deutsch, 2007; Ertelt et al., 2007; Liepert a Neveling, 2009).

Jistou otázkou zůstává fakt, že tzv. zrcadlové neurony, které jsou považovány za neurofyziologický základ pozorování pohybu byly prozatím prokázány v mozkové oblasti, která je zodpovědná především za cílenou motoriku úst a ruky (Ertelt et al., 2007; Liepert a Neveling, 2009). Nicméně systém těchto neuronů je u člověka pravděpodobně podle Dicksteina a Deutsche (2007) či Solodkina et al. (2006) značně komplexnější. Záleží však velmi na osobní zkušenosti se sledovanou činností (Solodkin et al., 2006).

ZÁVĚR

Fyziologické projevy představy pohybu lze studovat na různých úrovních neuromuskulárního systému. V této práci jsme se zaměřili na zjišťování změn svalové aktivity pomocí povrchové elektromyografie. Oproti dříve prováděným studiím jsme tuto aktivitu měřili u svalů dolní končetiny při představě komplexního pohybu – chůze. Jelikož se konkrétně tato kombinace ještě netestovala, provedli jsme výzkum na zdravých probandech. Testovanými situacemi byly představa chůze iniciální, představa chůze s observací a představa chůze po jejím provedení. Tyto situace se porovnávaly s klidovou aktivitou a poté i mezi sebou. Výchozími pozicemi, při kterých si jedinci chůzi představovali, byl sed a stoj.

Pomocí povrchové elektromyografie byl zjištěn obecný trend snižování svalové aktivity při představě chůze. Tyto výsledky byly zřejmé zejména v sedu. Ve stoji již docházelo k výraznějším odchylkám, a to zejména mezi proximální a distální skupinou svalů. Proximální svaly dosahovaly vyšší aktivity, což může být dáno vlivem proximodistálního směru vývoje pohybu. Fakt, že u studií zabývajících se horní končetinou dochází ke zvýšení svalové aktivity, kdežto u nás ne, může být vysvětlen kefalokaudálním směrem vývoje pohybu. U jiných studií zabývajících se dolní končetinou také došlo ke zvýšení svalové aktivity, což lze vysvětlit odlišností konaného pohybu. V naší práci si probandi totiž představovali komplexní pohyb bez zaměření se na určitou funkci svalu či složku pohybu. Navíc zdraví jedinci nemusí vykazovat tak vysokou motivaci jako pacienti s poruchou pohybu. Můžeme proto předpokládat, že motivace je důležitou složkou představy pohybu. Při porovnání sedu a stoje při představě chůze byl náš očekávaný předpoklad zvýšené aktivity ve stoji potvrzen. Dílčím cílem bylo zjistit možnou souvislost mezi velikostí schopnosti představy a svalové aktivity. Nedošlo však k žádné významné korelaci. Proto můžeme souhlasit s jinými autory, kteří tvrdí, že zjištění nevýrazné schopnosti představy nemusí hned znamenat snížení vlivu na zlepšení aktivity.

I když jsme dospěli oproti jiným studiím k odlišným výsledkům, jsou určitě jistým přínosem do klinické praxe. Zjistili jsme totiž, že představa pohybu má na svalovou aktivitu nezanedbatelný vliv.

V dalších studiích by bylo vhodné zaměřit se na vliv představy chůze u pacientů s konkrétní diagnózou, či zkusit s jedinci představu tohoto pohybu trénovat.

REFERENČNÍ SEZNAM

AMBULATORIUM. Prezentace. *Ambulatorium.cz* [online]. [cit. 2011-01-18]. Dostupné z: <http://www.ambulatorium.cz/images/PREZENTACE.ppt>

AOYAMA, T. a KANEKO, F. The effect of motor imagery on gain modulation of the spinal reflex. *Brain Research* [online]. 2011, vol. 1372, s. 41-48 [cit. 2012-05-05]. DOI 10.1016/j.brainres.2010.11.023. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0006899310025369>

AVANZINO, Laura et al. Motor imagery influences the execution of repetitive finger opposition movements. *Neuroscience Letters* [online]. 2009, vol. 466, s. 11-15, 4 September 2009 [cit. 2011-01-26]. DOI 10.1016/j.neulet.2009.09.036. Dostupné z: http://www.bat.uoi.gr/files/animal_physiology/2009_list_projects/02.pdf

BAKKER, M. et al. Motor imagery of foot dorsiflexion and gait. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2008, vol. 119, s. 2519-2527 [cit. 2010-02-11]. DOI 10.1016/j.clinph.2008.07.282. Dostupné z: [http://www.clinph-journal.com/article/S1388-2457\(08\)00909-7/pdf](http://www.clinph-journal.com/article/S1388-2457(08)00909-7/pdf)

BRODAL, Per. *The Central Nervous System*. 4. vyd. New York: Oxford University Press, 2010. 591 s. ISBN 978-0-19-538115-3.

BUTLER, Andrew J. et al. The Movement Imagery Questionnaire-Revised, Second Edition (MIQ-RS) Is a Reliable and Valid Tool for Evaluating Motor Imagery in Stroke Populations. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine* [online]. 2012, vol. 2012, s. 1-11 [cit. 2012-03-05]. DOI 10.1155/2012/497289. Dostupné z: <http://downloads.hindawi.com/journals/ecam/2012/497289.pdf>

COLLING, Robert. Fibre Type Distribution in Human Muscles. *Curtin University, School of Physiotherapy* [online]. 1997 [cit. 2012-07-11]. Dostupné z: <http://physiotherapy.curtin.edu.au/resources/educational-resources/exphys/97/fibretypedist.cfm>

DEUTSCHLÄNDER, Angela et al. Imagined locomotion in the blind. *NeuroImage* [online]. 2009, vol. 45, s. 122-128, 14 November 2008 [cit. 2011-02-25]. DOI 10.1016/j.neuroimage.2008.11.029. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1053811908012354>

DICKSTEIN, Ruth a DEUTSCH, Judith E. Motor Imagery in Physical Therapist Practice. *Physical Therapy* [online]. 2007, vol. 87, no. 7, s. 942-953 [cit. 2010-02-12]. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/87/7/942.full.pdf>

DICKSTEIN, Ruth et al. EMG Activity in Selected Target Muscles During Imagery Rising on Tiptoes in Healthy Adults and Poststrokes Hemiparetic Patients. *Journal of Motor Behaviour* [online]. 2005, vol. 37, no. 6, s. 475-483 [cit. 2012-01-26]. DOI 10.3200/JMBR.37.6.475-483. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.3200/JMBR.37.6.475-483>

DUNSKY, A. et al. Motor imagery practice in gait rehabilitation of chronic post-stroke hemiparesis. *International Journal of Rehabilitation Research* [online]. 2006, vol. 29, no. 4, s. 351-356 [cit. 2012-06-27]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17106356>

DVOŘÁK, Radmil. *Základy kinezioterapie*. 2. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003. ISBN 80-244-0609-8.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Obecná kineziologie*. Praha: Grada, 2007, 192 s. ISBN 978-80-247-1649-7.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009. 184 s. ISBN 978-80-247-1648-0.

ENOKA, Roger M. *Neuromechanics of Human Movement*. 4. vyd. Champaign, IL: Human Kinetics, 2008. 549 s. ISBN 978-0-7360-6679-2.

ERTELT, Denis et al. Action observation has a positive impact on rehabilitation of motor deficits after stroke. *NeuroImage* [online]. 2007, vol. 36, s. 164-173 [cit. 2010-

02-11]. DOI 10.1016/j.neuroimage.2007.03.043 Dostupné z: <http://www.jsmf.org/meetings/2008/may/Ertelt2007.pdf>

EUROMISE. Závislost kvalitativních znaků, Spearmanův korelační koeficient. *Ucebnice.euromise.cz* [online]. [cit. 2012-07-09]. Dostupné z: <http://ucebnice.euromise.cz/index.php?conn=0§ion=biostat1&node=13#SECTION00133000000000000000>

FELDENKRAISOVA METODA. Moshé Feldenkrais. *Feldenkraisovametoda.cz* [online]. 2008 [cit. 2012-04-12]. Dostupné z: <http://www.feldenkraisovametoda.cz/moshe-feldenkrais/>

FUKUYAMA, Hidenao et al. Brain functional activity during gait in normal subjects. *Neuroscience Letters* [online]. 1997, vol. 228, no. 3, s. 183-186, 23 May 1997 [cit. 2010-02-15]. DOI 10.1016/S0304-3940(97)00381-9. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394097003819>

GRANGEON, M., GUILLOT, A. a COLLET, C. Postural Control During Visual and Kinesthetic Motor Imagery. *Applied Psychophysiology and Biofeedback* [online]. 2011, vol. 36, s. 47-56 [cit. 2012-06-29]. DOI 10.1007/s10484-011-9145-2. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/content/c1228j4217u01g53/>

GREGG, Melanie, HALL, Craig a BUTLER, Andrew. The MIQ-RS. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine* [online]. 2010, vol. 7, no. 2, s. 249-257 [cit. 2010-11-20]. DOI 10.1093/ecam/nem170. Dostupné z: <http://downloads.hindawi.com/journals/ecam/2010/735968.pdf>

GROSS, Jeffrey M., FETTO, Joseph a ROSEN, Elaine. *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton, 2005. ISBN 978-80-7254-720-3.

GUENNOUNI, M. et al. A New Approach to the Therapy of Multiple Sclerosis. *Heinrich Mann Klinik* [online]. [cit. 2009-12-10]. Dostupné z: http://www.imf-therapy.co.uk/images/HM_1_web.jpg

GUILLOT, Aymeric et al. Brain Activity During Visual Versus Kinesthetic Imagery. *Human Brain Mapping* [online]. 2009a, vol. 30, s. 2157-2172, 26 May 2008 [cit. 2011-02-25]. DOI 10.1002/hbm.20658. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/hbm.20658/pdf>

GUILLOT, A. et al. Effect of Motor Imagery in the Rehabilitation of Burn Patients. *Journal of Burn Care & Research* [online]. 2009b, vol. 30, no. 4, s. 686-693 [cit. 2011-02-25]. DOI 10.1097/BCR.0b013e3181ac0003. Dostupné z: http://journals.lww.com/burncareresearch/Abstract/2009/07000/Effect_of_Motor_Imagery_in_the_Rehabilitation_of.19.aspx

HALE, B. S., RAGLIN, J. S. a KOCEJA, D. M. Effect of mental imagery of a motor task on the Hoffmann reflex. *Behavioural Brain Research* [online]. 2003, vol. 142, s. 81-87, 8 November 2002 [cit. 2010-02-05]. DOI 10.1016/S0166-4328(02)00397-2. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0166432802003972>

HAMPL, Václav. Specifika krevního zásobení jednotlivých orgánů. In GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, 2005. S. 611-629. ISBN 978-80-7262-311-2.

HARKEMA, Susan et al. Effect of epidural stimulation of the lumbosacral spinal cord on voluntary movement, standing, and assisted stepping after motor complete paraplegia. *The Lancet* [online]. 2011, vol. 377, s. 1938-1947 [cit. 2012-05-02]. DOI 10.1016/S0140-6736(11)60547-3. Dostupné z: <http://uoflblog.com/epi/epistim.pdf>

HARTMANN, M. et al. Kinematics and Kinetics of the Lower Extremities Call for Consequences in Physical Activities Recommendations. *International Journal of Pediatrics* [online]. 2010, vol. 2010, s. 1-10, 31 May 2010 [cit. 2012-07-08]. DOI 10.1155/2010/835984. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/ijped/2010/835984/>

HENDL, Jan. *Přehled statistických metod zpracování dat*. Praha: Portál, 2004. 584 s. ISBN 80-7178-820-1.

HOUGLUM, Peggy A. *Therapeutic exercise for musculoskeletal injuries*. 3. vyd. Champaign, IL: Human Kinetics, 2010. 1019 s. ISBN 978-0-7360-7595-4.

HULTBORN, H. a NIELSEN, J. B. Spinal control of locomotion. *Acta Physiologica* [online]. 2007, vol. 189, s. 111-121 [cit. 2012-04-28]. DOI 10.1111/j.1748-1716.2006.01651.x. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1748-1716.2006.01651.x/pdf>

IETSWAART, Magdalena et al. Mental practice with motor imagery in stroke recovery. *Brain* [online]. 2011, vol. 134, s. 1373-1386 [cit. 2012-05-02]. DOI 10.1093/brain/awr077. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3097892/?tool=pubmed>

IVANENKO, Y. P., POPPELE, R. E. a LACQUANITI, F. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *The Journal of Physiology* [online]. 2004, vol. 556, no. 1, s. 267-282, 5 January 2004 [cit. 2011-10-12]. DOI 10.1113/jphysiol.2003.057174. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1664897/pdf>

JACKSON, Philip L. et al. Functional cerebral reorganization following motor sequence learning through mental practice with motor imagery. *NeuroImage* [online]. 2003, vol. 20, no. 2, s. 1171-1180, 26 May 2003 [cit. 2010-02-15]. DOI 10.1016/S1053-8119(03)00369-0. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1053811903003690>

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

KONRAD, Peter. The ABC of EMG. *Noraxon.com* [online]. 2005 [cit. 2010-04-19]. Dostupné z: <http://demotu.org/aulas/control/ABCOFEMG.pdf>

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

LAFLEUR, Martin F. et al. Motor Learning Produces Parallel Dynamic Functional Changes during the Execution and Imagination of Sequential Foot Movements. *NeuroImage* [online]. 2002, vol. 16, no. 1, s. 142-157 [cit. 2010-02-15]. DOI 10.1006/nimg.2001.1048. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1053811901910481>

LATASH, Mark L. *Neurophysiological Basis of Movement*. 2. vyd. Champaign, IL: Human Kinetics, 2008. 427 s. ISBN 978-0-7360-6367-8.

LEBON, F. et al. Modulation of EMG power spectrum frequency during motor imagery. *Neuroscience Letters* [online]. 2008, vol. 435, s. 181-185, 11 February 2008 [cit. 2010-11-10]. DOI 10.1016/j.neulet.2008.02.033. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394008002218>

LEBON, Florent, GUILLOT, Aymeric a COLLET, Christian. Increased Muscle Activation Following Motor Imagery During the Rehabilitation of the Anterior Cruciate Ligament. *Applied Psychophysiology and Biofeedback* [online]. 2012, vol. 37, s. 45-51 [cit. 2012-05-05]. DOI 10.1007/s10484-011-9175-9. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/content/l4175613u5253k45/>

LI, Sheng et al. The Effect of Motor Imagery on Spinal Segmental Excitability. *The Journal of Neuroscience* [online]. 2004, vol. 24, no. 43, s. 9674-9680, 12 September 2004 [cit. 2011-01-26]. DOI 10.1523/JNEUROSCI.2781-04.2004. Dostupné z: <http://www.jneurosci.org/content/24/43/9674.full.pdf>

LIEPERT, Joachim a NEVELING, Nina. Motor excitability during imagination and observation of foot dorsiflexions. *Journal of Neural Transmission* [online]. 2009, vol. 116, s. 1613-1619 [cit. 2010-02-05]. DOI 10.1007/s00702-009-0287-9. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/content/j6q3006u28u745q6/fulltext.pdf>

LOTZE, Martin a HALSBAND, Ulrike. Motor imagery. *Journal of Physiology* [online]. 2006, vol. 99, s. 386-395 [cit. 2010-01-24]. DOI 10.1016/j.jphysparis.2006.03.012. Dostupné z: http://www.baltic-imaging-center.de/images/51_58_JPhysP_Imagery_06.pdf

MacKAY-LYONS, Marilyn. Central Pattern Generation of Locomotion. *Physical Therapy* [online]. 2002, vol. 82, s. 69-83 [cit. 2012-05-04]. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/82/1/69.full.pdf+html>

MAEDA, Fumiko, KLEINER-FISMAN, Galit a PASCUAL-LEONE Alvaro. Motor Facilitation While Observing Hand Actions. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2002, vol. 87, s. 1329-1335 [cit. 2012-03-01]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/87/3/1329.full.pdf>

MALOUIN, Francine et al. The Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire (KVIQ) for Assessing Motor Imagery in Persons with Physical Disabilities. *Journal of Neurologic Physical Therapy* [online]. 2007, vol. 31, s. 20-29 [cit. 2012-03-05]. DOI 10.1097/01.NPT.0000260567.24122.64. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17419886>

MALOUIN, Francine a RICHARDS, Carol L. Mental Practice for Relearning Locomotor Skills. *Physical Therapy* [online]. 2010, vol. 90, no. 2, s. 240-251 [cit. 2011-02-18]. Dostupné z: <http://www.phyther.net/content/90/2/240.full.pdf>

MAREŠ, Jan. Řízení polohy těla a pohybu. In GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, 2005a. S. 209-228. ISBN 978-80-7262-311-2.

MAREŠ, Jan. Vyšší nervová činnost. In GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, 2005b. S. 209-228. ISBN 978-80-7262-311-2.

MASSÓ, Núria et al. Surface electromyography applications in the sport. *Apunts Medicine de l'Esport* [online]. 2010, vol. 45, no. 165, s. 121-130 [cit. 2010-11-16]. Dostupné z: http://www.elsevier.es/sites/default/files/elsevier/pdf/277/277v45n166a13151497pdf001_2.pdf

MIYAI, Ichiro et al. Cortical Mapping of Gait in Humans. *NeuroImage* [online]. 2001, vol. 14, s. 1186-1192 [cit. 2010-02-15]. DOI 10.1006/nimg.2001.0905. Dostupné z: <http://moodle.ncku.edu.tw/mod/resource/view.php?id=57662>

MULDER, Theo. Motor imagery and action observation. *Journal of Neural Transmission* [online]. 2007, vol. 114, s. 1265-1278 [cit.]. DOI 10.1007/s00702-007-0763-z. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2797860/pdf>

MULDER, Theo et al. The role of motor imagery in learning a totally novel movement. *Experimental Brain Research* [online]. 2004, vol. 154, s. 211-217 [cit. 2010-11-20]. DOI 10.1007/s00221-003-1647-6. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/content/xhmc297ljf6bluhu/>

MULDER, Theo, de VRIES, Sjoerd a ZIJLSTRA, Sjouke. Observation, imagination and execution of an effortful movement. *Experimental Brain Research* [online]. 2005, vol. 163, s. 344-351 [cit. 2009-12-16]. DOI 10.1007/s00221-004-2179-4. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/content/f4ut3v0f6g9459ba/fulltext.pdf>

OREL, Miroslav, FACOVÁ, Věra a VESELÝ, Jaroslav. Z čeho je mozek postaven a jak funguje. In OREL, Miroslav et al. *Člověk, jeho mozek a svět*. Praha: Grada, 2009. S. 16-115. ISBN 978-80-247-2617-5.

PERRY, Jacquelin a BURNFIELD, Judith M. *Gait analysis*. 2. vyd. Thorofare, NJ: Slack, 2010. ISBN 978-1-55642-766-4.

PRENTICE, S. D., PATLA, A. E. a STACEY, D. A. Artificial neural network model for the generation of muscle activation patterns for human locomotion. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2001, vol. 11, s. 19-30, 26 September 2000 [cit. 2011-03-03]. Dostupné z: [http://www.jelectromyographykinesiology.com/article/S1050-6411\(00\)00038-9/pdf](http://www.jelectromyographykinesiology.com/article/S1050-6411(00)00038-9/pdf)

RANDHAWA, Bubblepreet, HARRIS, Susan a BOYD, Lara A. The Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire Is a Reliable Tool for Individuals With Parkinson Disease. *Journal of Neurologic Physical Therapy* [online]. 2010, vol. 34, s. 161-167 [cit. 2012-03-05]. DOI 10.1097/NPT.0b013e3181e1aa71. Dostupné z: http://pdfs.journals.lww.com/jnpt/2010/09000/The_Kinesthetic_and_Visual_Imagery_Questionnaire.6.pdf

ROKYTA, Richard. Kožní, hluboké a viscerální čítí. In GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, 2005. S. 141-153. ISBN 978-80-7262-311-2.

SACCO, K. et al. Motor imagery of walking following training in locomotor attention. *NeuroImage* [online]. 2006, vol. 32, s. 1441-1449, 12 April 2006 [cit. 2010-02-05]. DOI 10.1016/j.neuroimage.2006.05.018. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1053811906005489>

SACCO, Katuscia et al. Reorganization and enhanced functional connectivity of motor areas in repetitive ankle movements after training in locomotor attention. *Brain Research* [online]. 2009, vol. 1297, s. 124-134 [cit. 2010-02-11]. DOI 10.1016/j.brainres.2009.08.049. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0006899309017661>

SHUMWAY-COOK, Anne a WOOLLACOTT, Marjorie H. *Motor Control*. 3. vyd. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2007. ISBN 978-0-7817-6691-3.

SOLODKIN, Ana et al. Fine Modulation in Network Activation during Motor Execution and Motor Imagery. *Cerebral Cortex* [online]. 2004, vol. 14, s. 1246-1255 [cit. 2010-02-04]. DOI 10.1093/cercor/bhh086. Dostupné z: <http://fmri.upol.cz/webdoc/solodkin-motorImagery04.pdf>

SOLODKIN, Ana, HLUŠTÍK, Petr a BUCCINO, Giovanni. The Anatomy and Physiology of Motor System in Humans [online]. 2006, s. 507-539 [cit. 2011-02-09]. Dostupné z: <http://fmri.upol.cz/webdoc/solodkin-hlustik-buccino-motorChapterProof06.pdf>

STACKEOVÁ, Daniela. *Relaxační techniky ve sportu*. Praha: Grada, 2011. 136 s. ISBN 978-80-247-3646-4.

STINEAR, Cathy M. a BYBLOW, Winston D. Modulation of corticospinal excitability and intracortical inhibition during motor imagery is task-dependent. *Experimental Brain Research* [online]. 2004, vol. 157, no. 3, s. 351-358 [cit. 2012-07-

10]. DOI 10.1007/s00221-004-1851-z. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/content/ay9k51ar48lqpmcr/>

TREMBLAY, Francois, TREMBLAY, Louis E. a COLCER, Daniel E. Modulation of corticospinal excitability during imagined knee movements. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2001, vol. 33, s. 230-234 [cit. 2011-02-25]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: <http://www.medicaljournals.se/jrm/content/download.php?doi=10.1080/165019701750419635>

TROJAN, Stanislav et al. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3. vyd. Praha: Grada, 2005. 240 s. ISBN 80-247-1296-2.

TUČEK, Jan. Transkraniální magnetická stimulace a její možnosti v psychiatrii. *Psychiatrie pro praxi* [online]. 2002, no. 3, s. 121-123 [cit. 2012-04-02]. Dostupné z: <http://www.psychiatriepropraxi.cz/artkey/psy-200203-0007.php>

VÉLE, František. *Kineziologie*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

VERMA, Rajesh et al. Understanding gait control in post-stroke. *Journal of Bodywork & Movement Therapies* [online]. 2010, s. 1-8, 2 December 2010 [cit. 2011-03-05]. DOI 10.1016/j.jbmt.2010.12.005. Dostupné z: <http://www.mendeley.com/research/understanding-gait-control-poststroke-implications-management/>

de VRIES, Sjoerd a MULDER, Theo. Motor imagery and stroke rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2007, vol. 39, s. 5-13 [cit. 2010-01-24]. DOI 10.2340/16501977-0020. Dostupné z: <http://www.jsmf.org/meetings/2008/may/de%20Vries%20&%20Mulder%202007.pdf>

WENDSCHE, Peter. Co je IMF-terapie? *Vozíčkář* [online]. 2004, vol. 13, no. 3, s. 9 [cit. 2009-12-10]. Dostupné z: <http://www.ligavozic.cz/vozickar/voz03-2004.pdf>

WHITTLE, Michael W. *Gait Analysis*. 4. vyd. Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann, 2007. ISBN 978-0-7506-8883-3.

WILSON, Christine et al. Participant-generated imagery scripts produce greater EMG activity and imagery ability. *European Journal of Sport Science* [online]. 2010, vol. 10, no. 6, s. 417-425 [cit. 2012-01-26]. DOI 10.1080/17461391003770491. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/pdf/10.1080/17461391003770491>

YANG, Qin et al. Analysis of Brain Activation during Motor Imagery Based on fMRI. *Journal of Electronic Science and Technology of China* [online]. 2009, vol. 7, no. 1, s. 74-77, 15 January 2009 [cit. 2009-12-11]. Dostupné z: http://www.intl-jest.com:88/index.php?p=archive&action=download&archive_id=50

SEZNAM ZKRATEK

BF	m. biceps femoris
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervový systém
CPG	generátor vzorce pohybu
CPGs	generátory vzorce pohybu
dx.	pravý
EMG	elektromyografický
fMRI	funkční magnetická rezonance
GL	m. gastrocnemius lateralis
GM	m. gastrocnemius medialis
K	klidová aktivita
KVIQ	Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire
m.	musculus
M1	primární motorická oblast
MIQ	Movement Imagery Questionnaire
MIQ-R	Movement Imagery Questionnaire–Revised
MIQ-RS	Movement Imagery Questionnaire–Revised second version
p	statistická významnost
P1	iniciální představa chůze
P2	představa chůze po provedení vlastní chůze
PD	Parkinsonova choroba
PL	m. peroneus longus
PM	premotorická oblast
PO	představa chůze s observací
RF	m. rectus femoris
r_s	Spearmanův korelační koeficient
sin.	levý
SMA	suplementární motorická oblast
ST	m. semitendinosus
TA	m. tibialis anterior

TMS transkraniální magnetická stimulace
VMIQ Vividness of Motor Imagery Questionnaire

SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ

Obr. 1	Fáze krokového cyklu (Hartmann et al., 2010)	14
Obr. 2	Schéma intenzity zapojení mozkových oblastí během provedení pohybu a představy pohybu (upraveno dle Solodkina et al., 2004).....	23
Tab. 1	Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity vybraných svalů na dominantní dolní končetině pro všechny testované situace v pozici vsedě	45
Tab. 2	Základní veličiny popisné statistiky svalové aktivity vybraných svalů na dominantní dolní končetině pro všechny testované situace v pozici ve stoji.....	45
Tab. 3	Základní veličiny popisné statistiky výsledků bodového hodnocení dotazníku MIQ-R.....	46
Tab. 4	Statistické vyhodnocení závislosti svalové aktivity vybraných svalů při představě chůze ve stoji po provedení vlastní chůze a výsledků dotazníku MIQ-R	61
Graf 1	Aktivita m. tibialis anterior během testovaných situací v sedu jako výchozí pozici	48
Graf 2	Aktivita m. peroneus longus během testovaných situací v sedu jako výchozí pozici	48
Graf 3	Aktivita m. gastrocnemius medialis během testovaných situací v sedu jako výchozí pozici	49
Graf 4	Aktivita m. gastrocnemius lateralis během testovaných situací v sedu jako výchozí pozici	49
Graf 5	Aktivita m. rectus femoris během testovaných situací v sedu jako výchozí pozici	50
Graf 6	Aktivita m. semitendinosus během testovaných situací v sedu jako výchozí pozici	50
Graf 7	Aktivita m. biceps femoris během testovaných situací v sedu jako výchozí pozici	51
Graf 8	Aktivita m. tibialis anterior během testovaných situací ve stoji jako výchozí pozici	53

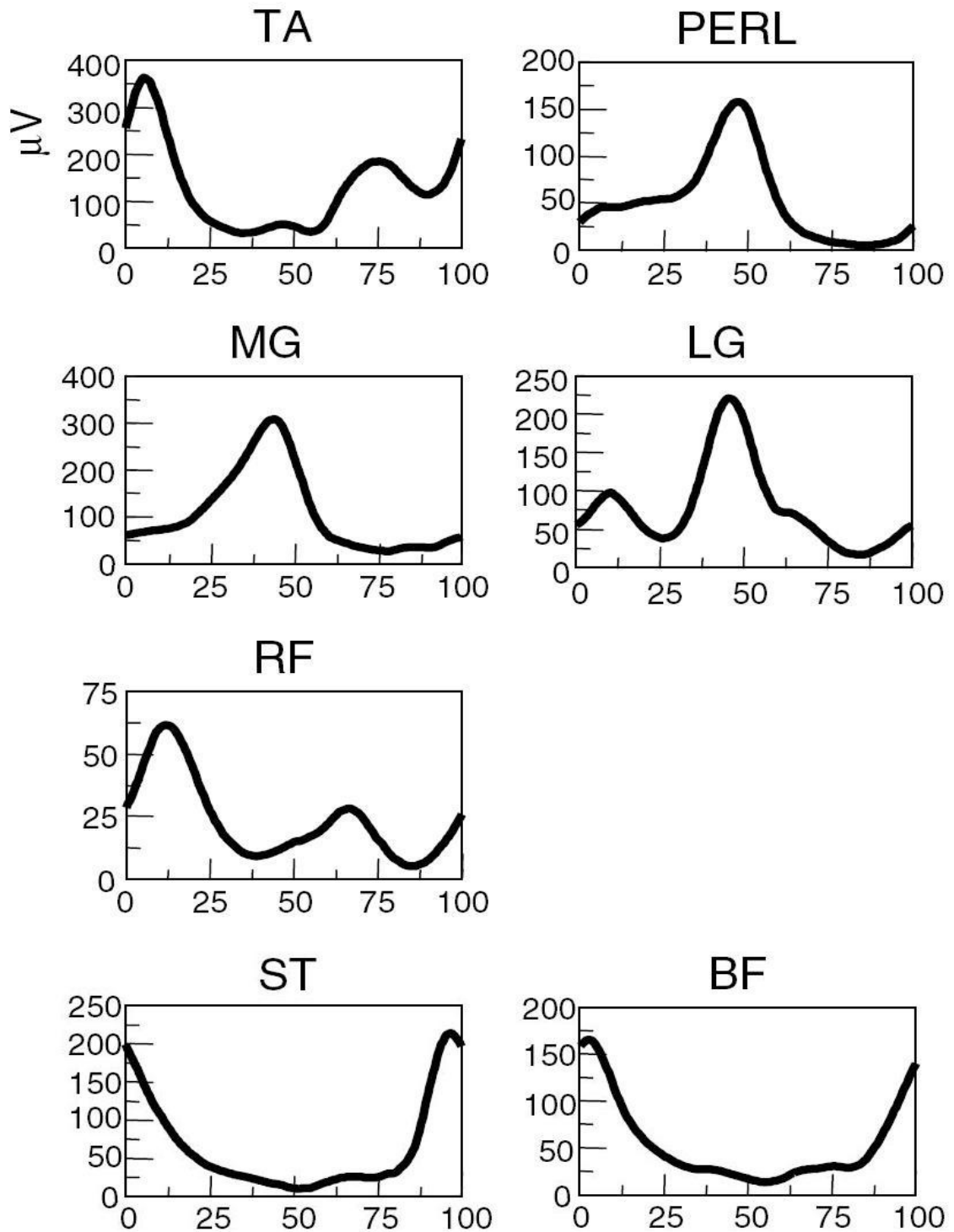
Graf 9	Aktivita m. peroneus longus během testovaných situací ve stoji jako výchozí pozici	53
Graf 10	Aktivita m. gastrocnemius medialis během testovaných situací ve stoji jako výchozí pozici	54
Graf 11	Aktivita m. gastrocnemius lateralis během testovaných situací ve stoji jako výchozí pozici	54
Graf 12	Aktivita m. rectus femoris během testovaných situací ve stoji jako výchozí pozici	55
Graf 13	Aktivita m. semitendinosus během testovaných situací ve stoji jako výchozí pozici	55
Graf 14	Aktivita m. biceps femoris během testovaných situací ve stoji jako výchozí pozici	56
Graf 15	Porovnání aktivity m. tibialis anterior během testovaných situací vsedě a ve stoji jako výchozí pozici.....	57
Graf 16	Porovnání aktivity m. peroneus longus během testovaných situací vsedě a ve stoji jako výchozí pozici.....	58
Graf 17	Porovnání aktivity m. gastrocnemius medialis během testovaných situací vsedě a ve stoji jako výchozí pozici.....	58
Graf 18	Porovnání aktivity m. gastrocnemius lateralis během testovaných situací vsedě a ve stoji jako výchozí pozici.....	59
Graf 19	Porovnání aktivity m. rectus femoris během testovaných situací vsedě a ve stoji jako výchozí pozici.....	59
Graf 20	Porovnání aktivity m. semitendinosus během testovaných situací vsedě a ve stoji jako výchozí pozici.....	60
Graf 21	Porovnání aktivity m. biceps femoris během testovaných situací vsedě a ve stoji jako výchozí pozici.....	60

SEZNAM PŘÍLOH

Příl. 1	Svalová aktivita vybraných svalů při chůzi (Ivanenko, 2004).....	95
Příl. 2	Úloha mozku a spinální míchy při chůzi (Verma et al., 2010).....	96
Příl. 3	Informovaný souhlas.....	97
Příl. 4	Dotazník s anamnestickými údaji.....	98
Příl. 5	Dotazník představy pohybu MIQ-R	100
Příl. 6	Základní anamnestické údaje a výsledky dotazníku MIQ-R jednotlivých probandů	104
Příl. 7	Vyhodnocení statistické významnosti u měřených svalů pro jednotlivé testované situace	105
Příl. 8	Zobrazení výsledků Spearmanových korelací	107

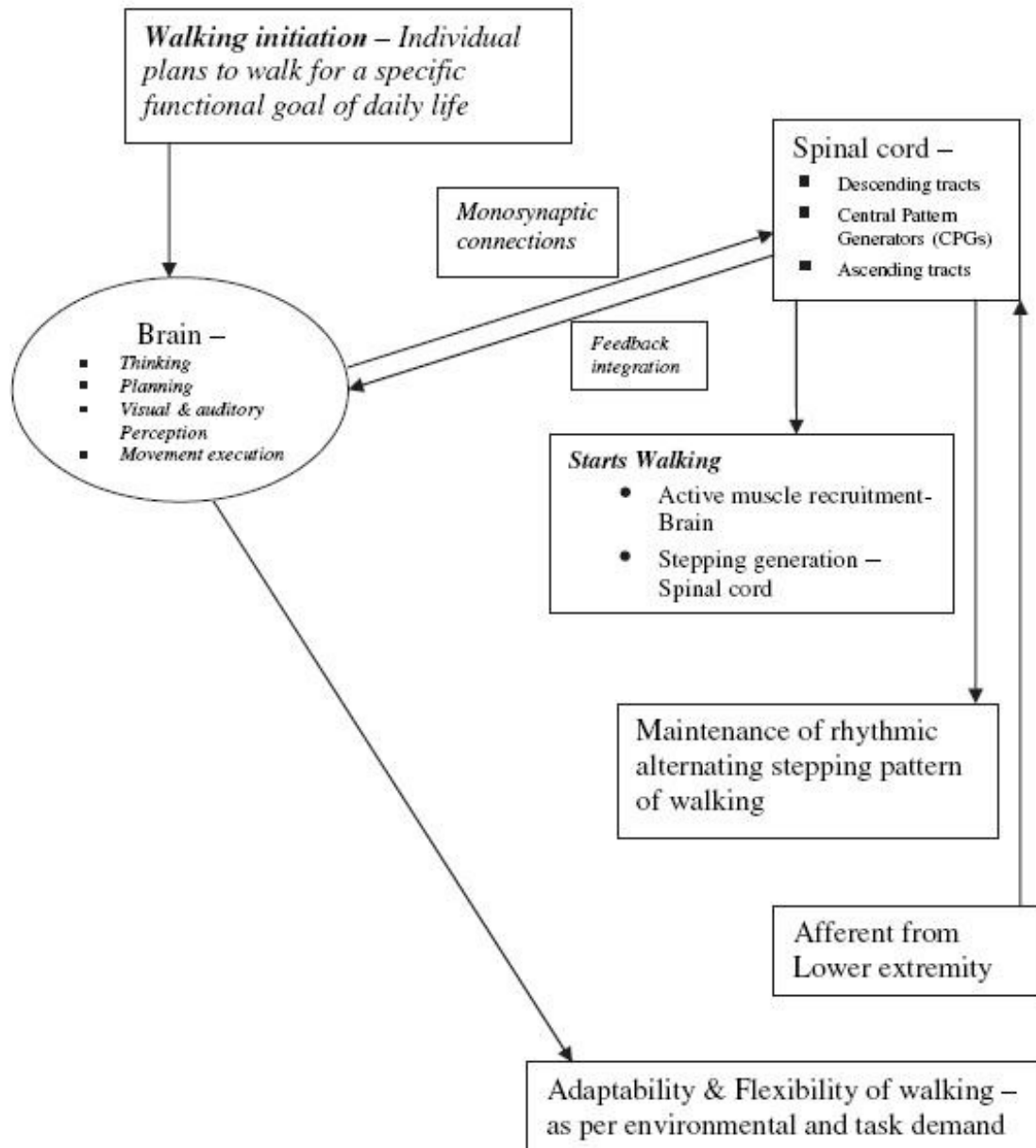
PŘÍLOHY

Příl. 1 Svalová aktivita vybraných svalů při chůzi (Ivanenko, 2004)



Legenda: TA – m. tibialis anterior, PERL – m. peroneus longus, MG – m. gastrocnemius medialis, LG – m. gastrocnemius lateralis, RF – m. rectus femoris, ST – m. semitendinosus, BF – m. biceps femoris, μV - mikrovolt

Příl. 2 Úloha mozku a spinální míchy při chůzi (Verma et al., 2010)



Příl. 3 Informovaný souhlas

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

Poučení a souhlas klientky

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

Byla jsem srozumitelně seznámena 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 klientky

Příl. 4 Dotazník s anamnestickými údaji

Anamnestický dotazník

Jméno:

Věk:

Výška (cm):

Váha (kg):

Určení dominance DK:

kop do míče na přesnost	L	P	A
výstup na schod	L	P	A
znovuzískání stability při šťouchnutí směrem vpřed	L	P	A
strana, ze které se nasedá na kolo	L	P	A
zvednutí nohy vsedě	L	P	A

Určení dominance HK:

psaní	L	P	A
hod míčem na přesnost	L	P	A
odemykání dveří	L	P	A

Vysvětlivky: L = levá, P = pravá, A = ambidextrie

Prodělala jsi v minulosti nebo trpíš v současnosti neurologickým onemocněním?

Pokud ano, tak jakým?

.....
.....
.....

Utrpěla jsi v minulosti (nebo v současnosti) úraz pohybového aparátu (zlomeniny, vymknutí kloubů, poranění vazů a šlach, jiné)? Pokud ano, uveď o jaký úraz se jedná a zda přetrvávají dodnes jeho následky.

.....
.....
.....

Prodělala jsi v minulosti nějaký operační zákrok? Pokud ano, tak jaký a kdy?

.....
.....
.....

Trápí Tě nějaké bolesti (zad, kloubů, svalů, jiné)? Pokud ano, uveď o jaké bolesti se jedná, jak dlouho se s nimi potýkáš, jak často – kolikrát týdně, měsíčně, jaké činnosti bolest provokují a zda Tě omezují v běžném životě.

.....
.....
.....

Věnuješ se v současné době či věnovala jsi se v minulosti pravidelným sportovním aktivitám? Pokud ano, jakým, jak často a na jaké úrovni (rekreačně, vrcholově)? Napiš prosím i sportovní aktivity, kterým jsi se věnovala ve větší míře dříve, resp. v dětství.

.....
.....
.....

Věnuješ se v současné době či věnovala jsi se v minulosti intenzivněji hře na hudební nástroj? Pokud ano, jaký, jak často, popřípadě jak dlouho?

.....
.....
.....

Příl. 5 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 následně 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 proved' popsany pohyb. Ten vykonej pouze jednou. Vrať se do výchozí pozice a splň druhou, mentální, část úkolu. Po dokončení požadovaného mentálního úkolu zhodnoť snadnost/obtížnost, s jakou jsi byla schopna úkol provést. Hodnoť dle následující stupnice:

Stupnice vizuální představy



Stupnice kinestetické představy



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:

Příl. 6 Základní anamnestické údaje a výsledky dotazníku MIQ-R jednotlivých probandů

Proband	věk	výška [cm]	hmotnost [kg]	dominance DK	MIQ-R
1	24	163	54	P	54
2	25	171	73	P	73
3	24	163	52	P	52
4	27	165	60	P	60
5	23	170	71	P	71
6	23	167	65	P	65
7	25	171	58	P	58
8	23	170	68	P	68
9	25	171	56	P	56
10	23	175	62	P	62
11	24	172	65	P	65
12	24	162	55	P	55
13	24	168	55	P	55
14	24	158	53	L	53
15	23	160	48	P	48
16	24	161	62	P	62
17	24	164	59	P	59
18	23	166	53	P	53
19	24	159	61	P	61
20	23	172	62	P	62
21	25	165	55	P	55
22	24	164	57	P	57
23	22	168	63	P	63
24	25	164	59	P	59
25	24	170	65	P	65
26	27	167	61	P	61
27	23	163	58	P	58
28	23	172	63	P	63
29	24	179	67	P	67
30	24	164	75	P	75
31	24	167	67	P	67
32	24	172	62	P	62
Průměr	24,0	167,0	60,8		60,8
SD	1,1	4,9	6,3		6,3

Legenda: cm – centimetr, kg – kilogram, MIQ-R – Movement Imagery Questionnaire-Revised, SD – směrodatná odchylka

Příl. 7 Vyhodnocení statistické významnosti u měřených svalů pro jednotlivé testované situace

TA	K_sed	P1_sed	PO_sed	P2_sed	K_stoj	P1_stoj	PO_stoj	P2_stoj
K_sed	x	0,1396	0,1038	0,0005	x	x	x	x
P1_sed	0,1396	x	0,4658	0,0006	x	0,0757	x	x
PO_sed	0,1038	0,4658	x	x	x	x	0,0788	x
P2_sed	0,0005	0,0006	x	x	x	x	x	0,0185
K_stoj	x	x	x	x	x	0,7648	0,2865	0,0025
P1_stoj	x	0,0757	x	x	0,7648	x	0,8811	0,0287
PO_stoj	x	x	0,0788	x	0,2865	0,8811	x	x
P2_stoj	x	x	x	0,0185	0,0025	0,0287	x	x

PL	K_sed	P1_sed	PO_sed	P2_sed	K_stoj	P1_stoj	PO_stoj	P2_stoj
K_sed	x	0,0011	0,0003	0,0000	x	x	x	x
P1_sed	0,0011	x	0,8664	0,0057	x	0,0015	x	x
PO_sed	0,0003	0,8664	x	x	x	x	0,0669	x
P2_sed	0,0000	0,0057	x	x	x	x	x	0,0002
K_stoj	x	x	x	x	x	0,3897	0,0415	0,7935
P1_stoj	x	0,0015	x	x	0,3897	x	0,0346	0,3217
PO_stoj	x	x	0,0669	x	0,0415	0,0346	x	x
P2_stoj	x	x	x	0,0002	0,7935	0,3217	x	x

GM	K_sed	P1_sed	PO_sed	P2_sed	K_stoj	P1_stoj	PO_stoj	P2_stoj
K_sed	x	0,0025	0,0022	0,0000	x	x	x	x
P1_sed	0,0025	x	0,8959	0,0035	x	0,0697	x	x
PO_sed	0,0022	0,8959	x	x	x	x	0,1722	x
P2_sed	0,0000	0,0035	x	x	x	x	x	0,0001
K_stoj	x	x	x	x	x	0,5876	0,1347	0,8370
P1_stoj	x	0,0697	x	x	0,5876	x	0,3595	0,4545
PO_stoj	x	x	0,1722	x	0,1347	0,3595	x	x
P2_stoj	x	x	x	0,0001	0,8370	0,4545	x	x

GL	K_sed	P1_sed	PO_sed	P2_sed	K_stoj	P1_stoj	PO_stoj	P2_stoj
K_sed	x	0,0009	0,0000	0,0000	x	x	x	x
P1_sed	0,0009	x	0,6808	0,0204	x	0,0001	x	x
PO_sed	0,0000	0,6808	x	x	x	x	0,0185	x
P2_sed	0,0000	0,0204	x	x	x	x	x	0,0001
K_stoj	x	x	x	x	x	0,5249	0,0035	0,1782
P1_stoj	x	0,0001	x	x	0,5249	x	0,0129	0,1347
PO_stoj	x	x	0,0185	x	0,0035	0,0129	x	x
P2_stoj	x	x	x	0,0001	0,1782	0,1347	x	x

RF	K_sed	P1_sed	PO_sed	P2_sed	K_stoj	P1_stoj	PO_stoj	P2_stoj
K_sed	x	0,9404	0,1252	0,1396	x	x	x	x
P1_sed	0,9404	x	0,0669	0,2242	x	0,0122	x	x
PO_sed	0,1252	0,0669	x	x	x	x	0,0274	x
P2_sed	0,1396	0,2242	x	x	x	x	x	0,4214
K_stoj	x	x	x	x	x	0,0110	0,3037	0,6536
P1_stoj	x	0,0122	x	x	0,0110	x	0,0641	0,0004
PO_stoj	x	x	0,0274	x	0,3037	0,0641	x	x
P2_stoj	x	x	x	0,4214	0,6536	0,0004	x	x

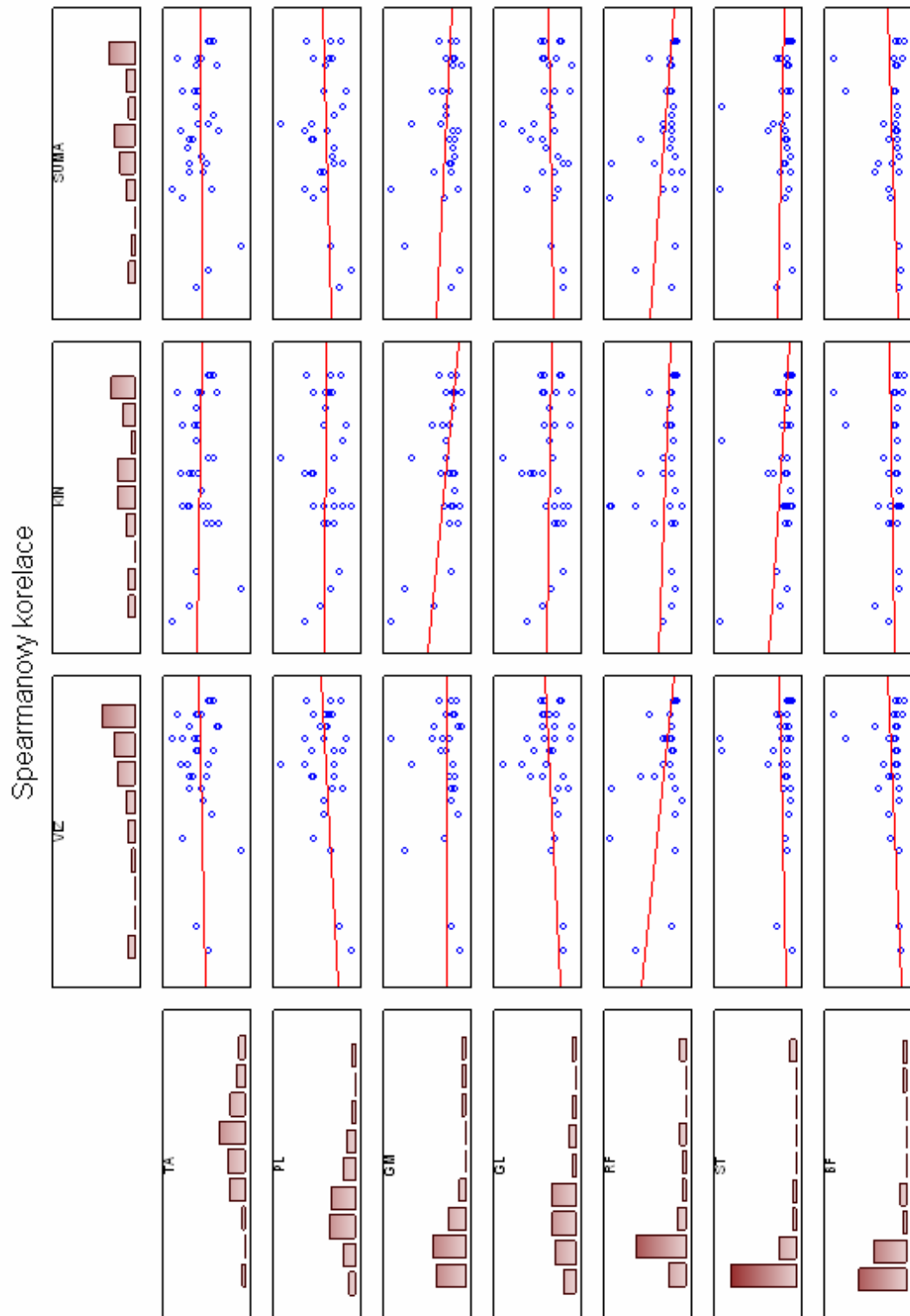
ST	K_sed	P1_sed	PO_sed	P2_sed	K_stoj	P1_stoj	PO_stoj	P2_stoj
K_sed	x	0,6671	0,0136	0,0454	x	x	x	x
P1_sed	0,6671	x	0,0888	0,0475	x	0,0050	x	x
PO_sed	0,0136	0,0888	x	x	x	x	0,0237	x
P2_sed	0,0454	0,0475	x	x	x	x	x	0,0888
K_stoj	x	x	x	x	x	0,0237	0,2314	0,4001
P1_stoj	x	0,0050	x	x	0,0237	x	0,0346	0,0697
PO_stoj	x	x	0,0237	x	0,2314	0,0346	x	x
P2_stoj	x	x	x	0,0888	0,4001	0,0697	x	x

BF	K_sed	P1_sed	PO_sed	P2_sed	K_stoj	P1_stoj	PO_stoj	P2_stoj
K_sed	x	0,7935	0,0415	0,0099	x	x	x	x
P1_sed	0,7935	x	0,0151	0,0071	x	0,0194	x	x
PO_sed	0,0415	0,0151	x	x	x	x	0,0194	x
P2_sed	0,0099	0,0071	x	x	x	x	x	0,0248
K_stoj	x	x	x	x	x	0,0129	0,1396	0,1447
P1_stoj	x	0,0194	x	x	0,0129	x	0,5008	0,1120
PO_stoj	x	x	0,0194	x	0,1396	0,5008	x	x
P2_stoj	x	x	x	0,0248	0,1447	0,1120	x	x

Pozn.: Modře jsou zvýrazněny hodnoty na hladině statistické významnosti $p < 0,05$, červeně na hladině statistické významnosti $p < 0,01$

Legenda: **K_sed** – klidová aktivita vsedě, **P1_sed** – iniciální představa chůze vsedě, **PO_sed** – představa chůze s observací vsedě, **P2_sed** – představa chůze vsedě po provedení chůze, **K_stoj** – klidová aktivita ve stoji, **P1_stoj** – iniciální představa chůze ve stoji, **PO_stoj** – představa chůze s observací ve stoji, **P2_stoj** – představa chůze ve stoji po provedení chůze, **TA** – m. tibialis anterior, **PL** – m. peroneus longus, **GM** – m. gastrocnemius medialis, **GL** – m. gastrocnemius lateralis, **RF** – m. rectus femoris, **ST** – m. semitendinosus, **BF** – m. biceps femoris

Příl. 8 Zobrazení výsledků Spearmanových korelací



Legenda: VIZ – hodnocení vizuální představy, KIN – hodnocení kinestetické představy, SUMA – celkové hodnocení představy, TA – m. tibialis anterior, PL – m. peroneus longus, GM – m. gastrocnemius medialis, GL – m. gastrocnemius lateralis, RF – m. rectus femoris, ST – m. semitendinosus, BF – m. biceps femoris