

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

*Ústav fyzioterapie*

Bc. Hana Ondráčková

**Představa chůze v obraze povrchové elektromyografie**

Diplomová práce

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

Olomouc 2019

## **ANOTACE**

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Představa chůze v obraze povrchové elektromyografie

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

**Datum zadání:** 2018-01-31

**Datum odevzdání:** 2019-05-13

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Bc. Hana Ondráčková

**Vedoucí práce:** PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D.

**Oponent práce:** MUDr. Petr Konečný, Ph.D., MBA

### **Abstrakt v ČJ:**

**Úvod:** Představa pohybu neboli mentální simulace daného pohybu bez jeho skutečného vykonání má potenciál pro zlepšení pohybu.

**Cíl:** Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit aktivitu svalů dolních končetin a posturální výchylky během představy chůze a její náročnější modifikace (představy chůze na slackline).

**Metodika:** Měření se zúčastnilo 26 zdravých jedinců (13 žen, 13 mužů), jejichž průměrný ( $\pm$  SD) věk, výška a hmotnost byla 23,5 let ( $\pm$  1,69), 176,2 cm ( $\pm$  9,08) a 68,5 kg ( $\pm$  8,89).

Všichni probandi měli dobrou motorickou představivost dle MIQ-R. Pro zhodnocení cílů práce byly testovány: A. představa chůze a B. představa její náročnější modifikace (chůze na slackline), z nichž každá zahrnovala následující podúlohy. Jednalo se o: klid (Kch), představu chůze (P1ch) nebo chůze na slackline, realizace chůze nebo chůze na slackline, opětovnou představu chůze (P2ch) nebo chůze na slackline - vždy testováno v tomto pořadí. V rámci experimentu byla svalová aktivita snímána pomocí povrchové elektromyografie (EMG/IMU sensory Delsys) z m. rectus femoris a m. biceps femoris bilaterálně. Dále byly hodnoceny posturální výchylky akcelerometrem (EMG/IMU sensor Delsys) umístěným na sakru. Hodnoceným parametrem byl průměr svalové aktivity a pro posturální výchylky rozdíl signal vector magnitude (rozdíl VM).

**Výsledky:** Z výsledků práce vyplynulo, že během představy chůze došlo ke snížení aktivity u m. RF dx. při Kch X P1ch a u m. RF dx. et sin. při Kch X P2ch, P1ch X P2ch. Při představě chůze na slackline nebyly shledány žádné signifikantní změny. Významné změny nenastaly rovněž u posturálních výchylek, a to v obou experimentálních situacích.

**Závěr:** Představa pohybu má vliv na svalovou aktivitu a nevede ke změnám posturálních výchylek.

### **Abstrakt v AJ:**

**Introduction:** Motor imagery or mental simulation of a given motion without its actual execution has the potential to improve movement.

**Aim:** The aim of this thesis was to evaluate the muscle activity of the lower limbs and postural deviation during the gait imagery and its more demanding modification (gait on slackline imagery).

**Methods:** 26 healthy subjects (13 women, 13 men), whose mean ( $\pm$  SD) age, height and weight were 23.5 years ( $\pm$  1.69), 176.2 cm ( $\pm$  9.08), and 68.5 kg ( $\pm$  8.89). All probands had good motor imagination according to MIQ-R. To evaluate the aims of the thesis were tested: - A. gait imagery and B. motor imagery of its more demanding modification (gait on slackline imagery), each of which included the following subtasks. These were: rest position (Kch), gait imagery (P1ch) or gait on slackline imagery, gait or gait on slackline, gait imagery (P2ch) or gait on slackline imagery - always tested in this order. In the framework of experiment, muscle activity was detected by surface electromyography (EMG / IMU Delsys sensors) from rectus femoris and biceps femoris bilaterally. Furthermore, the postural deviations were evaluated by accelerometer (EMG / IMU sensoremy Delsys). The evaluated parameter was the mean of muscle activity and for postural deviations the signal vector magnitude (the difference VM).

**Results:** The results of the thesis showed that during gait imagery there was a decrease in activity for m. RF dx. in comparison Kch X P1ch and for m. RF dx. et sin. Kch X P2ch, P1ch X P2ch. There were no significant changes in gait on slackline imagery. Significant changes also did not occur in postural deviations in both experimental situations.

**Conclusion:** Motor imagery affects the muscle activity and does not lead to changes in postural deviations.

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

**Klíčová slova v AJ:** locomotion, gait, motor imagery, gait imagery, slackline, electromyography, surface electromyography

**Rozsah:** počet stran 97/počet příloh 7

## **Dedikace**

Tato diplomová práce vznikla za podpory grantu Univerzity Palackého v Olomouci IGA FZV 2018 006 „Potenciál imaginace chůze a jejich modifikací ve fyzioterapii" (hlavní řešitel PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D.)

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 13. května 2019

-----

podpis

## **Poděkování**

Velice ráda bych poděkovala vedoucí mé diplomové práce, paní PhDr. Barboře Kolářové, Ph.D., za příjemnou spolupráci, cenné rady a veškeré konzultace. Také děkuji paní Mgr. Dagmar Tečové za konzultace ke statistickému zpracování dat.

# Obsah

Úvod .....	9
1 Představa pohybu.....	11
1.1 Dělení představy pohybu .....	12
1.2 Využití představy pohybu v rehabilitaci.....	14
2 Motorické učení a představa pohybu.....	15
2.1 Efekt tréninku imaginací .....	15
2.1.1 Modality ovlivňující efektivitu tréninku imaginací.....	16
2.1.2 Model physical - environment - task - timing - learning - emotion - perspective (PETTLEP).....	18
3 Aktivita centrálního nervového systému při představě pohybu.....	22
3.1 Premotorický kortex .....	23
3.2 Parietální kortex.....	23
3.3 Bazální ganglia, thalamus, cerebellum .....	24
3.4 Primární motorický kortex.....	24
4 Lokomoce .....	25
4.1 Neurální řízení chůze.....	25
4.1.1 Spinální stupeň řízení chůze .....	26
4.1.2 Supraspinální stupeň řízení chůze .....	26
4.1.3 Senzorické ovlivnění chůze .....	27
5 Slackline .....	29
5.1 Chůze na slackline .....	29
6 Možnosti hodnocení vlivu představy pohybu na pohybový systém.....	31
6.1 Možnosti objektivního hodnocení .....	31
6.2 Možnosti subjektivního hodnocení.....	33
7 CÍLE A HYPOTÉZY .....	34
7.1 Cíle práce.....	34
7.2 Hypotézy.....	34
7.2.1 Hypotézy pro představu chůze .....	34
7.2.2 Hypotézy pro představu chůze na slackline .....	34
8 METODIKA MĚŘENÍ .....	36
8.1 Charakteristika výzkumné skupiny .....	36

8.2 Experimentální měření .....	36
8.2.1 Elektromyografické hodnocení aktivity svalů a akcelerometrické hodnocení posturálních výchylek.....	37
8.3 Zpracování dat .....	39
8.3.1 Zpracování dat povrchové elektromyografie a akcelerometrie .....	39
8.3.2 Statické zpracování dat.....	40
9 VÝSLEDKY.....	41
9.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení .....	43
10 DISKUSE .....	47
10.1 Aktivita svalů při představě pohybu.....	48
10.2 Aktivita supraspinálních oblastí při představě chůze .....	50
10.3 Svalová aktivita během představy chůze.....	53
10.3.1 Elektromyografická aktivita během představy běžné chůze .....	53
10.3.2 Elektromyografická aktivita během představy chůze na slackline.....	55
10.4 Posturální výchylky při představě pohybu .....	57
10.5 Přínos do rehabilitační praxe .....	60
10.6 Limity studie.....	62
ZÁVĚR.....	64
Referenční seznam.....	65
Seznam zkratk.....	83
Seznam obrázků.....	85
Seznam tabulek.....	86
Seznam příloh .....	87
Přílohy .....	88



## Úvod

Základním způsobem lidské lokomoce je chůze. Pokud dochází k narušení tohoto důležitého motorického projevu člověka, je v rámci rehabilitační terapie nutné optimalizovat tento motorický deficit a dosáhnout nejvyššího stupně nezávislosti ve vykonávání aktivit denního života. Jako efektivní rehabilitační strategie se jeví trénink o dostatečné intenzitě a počtu opakování. Problém nastává, pokud je intenzita fyzického cvičení omezena například sníženou adaptací na únavu anebo celkovou či částečnou imobilizací.

V tomto případě je možné v rámci terapie využít představu pohybu neboli mentální simulaci pohybu bez jeho skutečné exekuce (bez úmyslné svalové kontrakce), jejíž efektivita jako prostředku motorického učení byla shledána u sportovců anebo hráčů na hudební nástroj. S představou pohybu se nicméně stále častěji setkáváme také v terapii pacientů s neurologickým a ortopedickým deficitem.

Pozitivní účinky tohoto kognitivního procesu jsou dle současných poznatků evidence based medicine (EBM) založeny na velice podobných neuroplastických mechanismech se skutečným vykonáním (exekucí) pohybu.

Efektivita představy pohybu byla prokázána již na mnoha jednoduchých analytických pohybech horní či dolní končetinou, nicméně existují i studie (nemnoho) zkoumající chůzi, tedy komplexní pohyb řízený na mnoha etážích nervového systému. Pro tuto diplomovou práci byla vřazena ještě další komplexní aktivita jakožto modifikace chůze, a sice chůze na slackline, která je charakteristická svou náročností.

Cílem práce je zhodnotit aktivitu vybraných svalů na obou dolních končetinách při představě chůze a představě chůze na slackline aspektem povrchové elektromyografie (polyEMG). Dílčím cílem práce je posoudit, zda představa chůze na slackline vede v porovnání s představou chůze ke zvýšení svalové aktivity vybraných svalů na obou dolních končetinách. Dále si práce klade za cíl objektivizovat, zda při představě chůze a představě chůze na slackline dochází ke změně posturálních výchylek.

Pro splnění cíle práce byly využity následující internetové databáze: Cochrane Library, PubMed, EBSCO, ProQuest, Web Of Science a Google Scholar. Vyhledávány byly články publikované v rozmezí 1. 1. 2000 do 1. 4. 2019. Při vyhledávání v odborných člancích byla použita tato klíčová slova: lokomoce, chůze, představa pohybu, představa chůze, slackline, elektromyografie, povrchová elektromyografie, respektive ekvivalenty v anglickém jazyce:

locomotion, gait, motor imagery, gait imagery, slackline, electromyography, surface electromyography.

Celkem bylo v databázích na základě klíčových slov vyhledáno a použito 94 článků v anglickém a 3 v českém jazyce bez duplicit. Dalších 23 článků v anglickém jazyce bylo nalezeno ručním vyhledáváním. Pro hlubší porozumění dané problematiky bylo využito také těchto 8 monografií, které současně sloužily jakožto vstupní studijní literatura:

ASHBURN, H. *How to Slackline!* Rowman and Littlefield, 2013, s. 26-224. ISBN: 987-07622784997.

ENOKA R. M. 2008. *Neuromechanics of human movement – 4th ed.* Champaign, IL: Human Kinetics. 2008; s. 276-285. ISBN 0-7360-6679-9.

GAGE J. R. 1991. *Gait analysis in cerebral palsy.* London: Mac Keith Press. 1991; s. 61-98. ISBN 0-521-412773.

KOLÁŘOVÁ B., MARKOVÁ M., STACHO J., SZMEKOVÁ L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci - možnosti vyšetření a terapie.* Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. 2014; s. 75-92. ISBN 978-80-244-4266-2.

KRÁLÍČEK P. 2011. *Úvod do speciální neurofyzologie.* 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Nakladatelství Galén. 2011; s. 107. ISBN 978-80-7262-618-2.

KROBOT A., KOLÁŘOVÁ B. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci.* Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. 2011; s. 16-33. ISBN 978-80-244-2762-1.

LATASH M. L. 2008 *Neuropsychological basis of movement 2nd ed.* Champaign, IL: Human Kinetics. 2008; s. 221-228. ISBN 978-0-7360-6367-8.

LEVINE D., RICHARDS J., WHITTLE M. W. 2012. *Whittle's Gait Analysis 5th Edition.* Elsevier. London: Churchill Livingstone Elsevier. 2012; s. 82, 136-139. ISBN 978-0-7020-4265-2.

# 1 Představa pohybu

Představu pohybu (z angl. motor imagery) jako jeden z prvních autorů popsal Michel Denis (1985, s. 4) jakožto „duševní napodobení zjevné akce bez odpovídajícího pohybového výstupu“. Představa pohybu je definována jako čistě kognitivní proces, při kterém si jedinec představuje, že vykonává pohyb, aniž by došlo ke skutečnému provedení pohybu (Mudler, 2007, s. 1267-1269; Hanakawa, 2016, s. 57). Imaginace pohybu představuje dynamický stav, při kterém se mentálně simuluje specifická motorická akce bez motorického výstupu (úmyslné svalové kontrakce) (Jeannerod, 1994, s. 1419-1421; Mudler, 2007, s. 1267), která může být rozšířena buď na celé tělo anebo může být omezena pouze na část těla (Jeannerod, 1994, s. 1419-1421).

Představa pohybu umožňuje identifikaci kognitivních a cerebrálních vlastností pohybových reprezentací nezávisle na motorickém výstupu a senzorickeém feedbacku (Bakker et al., 2007, s. 497). Dle studie Harris a Hebbert (2015, s. 1093) je imaginace pohybu je druh mentální představy, která se zaměřuje na kinestetický vjem pohybu.

Autoři Lotze a Cohen (2006, s. 135-140) dodávají, že představa pohybu vyžaduje vědomou aktivaci oblastí mozku podílejících se na přípravě a provedení pohybu za současné volní inhibice skutečného provedení pohybu. Nynější rozsáhlé studie ukazují, že mozkové oblasti, které se podílejí na skutečném vykonání pohybu, jsou aktivní už při pouhé imaginaci pohybu (Bakker et al., 2007, s. 497; Hallett et al., 1994, s. 1469-1485; Jeannerod, 2001, s. 103-109). Jedná se o primární motorickou oblast, premotorickou oblast, suplementární oblast, cingulum, parietální kortikální oblasti, bazální ganglia a mozeček (Hanakawa et al., 2003, s. 989-1002), o kterých bude pojednáno v textu dále.

Aktivita v mozkových částech byla potvrzena na základě funkční magnetické resonance (fMRI) a pozitronové emisní tomografii (PET), při které si jedinci představovali pohyb různých částí těla (př. nohou, rukou, jazykem a prsty). Výsledkem byla zvýšená aktivita v gyrus precentralis v somatotopickém uspořádání, tedy pro příklad - při imaginaci pohybu jazykem se spustila daná oblast pro pohyb jazyku v primárním motorickém kortexu a při imaginaci pohybů palce se somatotopicky aktivovaly zóny pro nohy v posteriorní kontralaterální suplementární a kontralaterální primární motorické oblasti (Mulder, 2007, s. 1265-1278; Stippich et al., 2002, s. 50-54). Z toho plyne, že představovaný pohyb dané části těla se více anebo méně přímo odráží ve vzorech korové aktivace (Miller et al., 2010, s. 4431; Mulder, 2007, s. 1267). Podobný vliv byl zjištěn na kortikospinální excitabilitu, což dokládá

studie Li et al. (2004, s. 9674-9680), kde u devíti zdravých subjektů, kteří si měli představovat flexi a extenzi prsty, byla dokázána podprahová aktivace spinálních motoneuronů.

Mezi představou a skutečným vykonáním pohybu existuje spojitost také ve způsobu provedení. Periferní tzv. psychoneuromuskulární teorie uvádí, že při imaginaci konkrétního pohybu dochází k aktivaci stejných svalů jako při samotné exekuci pohybu (Mudler, 2007, s. 1274). Autoři Nicolson, Keogh a Choy (2018, s. 713-722) mimo podobu v aktivačních oblastech mozku uvádí, že také časoprostorové charakteristiky jsou při představovaném a exekuovaném pohybu velice podobné. Mudler (2007, s. 1265-1278) uvádí, že tento jev se odborně označuje jako mentální isochronie. Již dříve ve studii Courtine et al. (2004, s. 67-75) bylo poukazováno na stejnou časovou strukturu či biomechanické zákonitosti pohybů při interně představovaných a skutečně prováděných pohybech.

Jiná studie Decety et al. (1993, s. 549-563) objevila podobnost při imaginaci a samotném uskutečnění pohybu také v srdečních a dechových frekvencích. Výsledky ukázaly, že ke zvýšení srdeční a respirační frekvence došlo bez ohledu na to, zda pohyb byl aktivně vykonáván či představován. Jeannenrod (2001, s. 103-109) označil tento jev termínem „simulační hypotéza“. Tato hypotéza uvádí, že provedení pohybu, jeho představa a observace jsou řízeny stejným základním mechanismem.

Autoři Wolpert, Ghahramani, Jordan (1995, s. 1880-1882) popisují předpoklad, že imaginace pohybu využívá tzv. dopředný interní model (z angl. forward internal model), který imituje fyzický proces předpovídající budoucí senzomotorický stav těla založený na eferentní kopii pohybového příkazu a současného stavu. Představa pohybu je závislá na eferentní kopii a pracovní paměti daného úkolu pro stanovení odhadu stavu, protože neexistuje žádná sensorická zpětná vazba, zatímco při fyzickém vykonání úkolu je odhad stavu založený na dopředném modelu a sensorické zpětné vazbě (Desmurget a Grafton, 2000, s. 423-431). Využití těchto dopředných modelů v rámci plánování pohybu při představovaných a skutečně vykonávaných pohybech má jednoduché vysvětlení, a to v podobě téměř totožného timingu, ke kterému dochází při představě a exekuci pohybu (Bakker et al., 2007, s. 497-504).

## **1.1 Dělení představy pohybu**

Strategie představy pohybu se dělí na kinestetickou a vizuální. Při vizuální imaginaci pohybu jedinec představovanou činnost pozoruje, tak že sám provádí pohyb z odstupů, konkrétně z perspektivy třetí osoby. Zatímco při kinestetické imaginaci si jedinec představuje, že konkrétní činnost provádí on sám se všemi smyslovými důsledky. Tento typ imaginace je

tedy založen na senzoričských informacích z aktuálně prováděného pohybu (perspektiva první osoby) (Mulder, 2007, s. 1268; Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 61-78). Ve studii Naito et al. (2002, s. 3683-3691) argumentují, že tyto „kinestetické pocity“ vznikající při druhém typu zmiňované imaginace mohou být považovány za substituci senzoričské zpětné vazby při skutečném provádění pohybu.

Metaanalýza autorů Harris a Hebert (2015, s. 1104) uvádí, že kinestetická představa se jeví jako nejlepší k optimalizaci motorické představy, vede totiž k maximalizaci funkční ekvivalence imaginace se skutečným vykonáním pohybu, zatímco představa z perspektivy třetí osoby není tak přirozená, a proto je pro probandy těžší. Studie Magill (In Mulder, 2007, s. 1265-1278) popsala rozlišování mezi perspektivou první a třetí osoby jako interní a externí imaginaci. Díky smyslovému pocitu se jedinec při interní představě pohybu přibližuje k reálné životní situaci.

Ve studii Stinear et al. (2006, s. 157-164) se ukázalo, že kinestetická imaginace pohybu moduluje kortikomotorickou excitabilitu zejména na supraspinální úrovni. Tento výsledek je klinicky významný, naznačuje totiž, že nejen oblast ale také stupeň aktivace se odvíjí od zvolené strategie představy pohybu respektive zvolené perspektivy. Tato zvolená strategie představy má dle autorů také větší efektivitu na modulaci motorického učení.

Jiní autoři, kteří zkoumali rozdíly mezi těmito typy imaginací, byli Ruby a Decety (2003, s. 2475-2480). Ti navrhli trénink, který spočíval v představování si mnoha akcí, které buď prováděli sami (z pohledu první osoby) nebo byly vykonávány jinou osobou (z pohledu třetí osoby). Oba úhly pohledu byly spojeny s aktivací společných neuronálních sítí v somatomotorické oblasti, gyrus praecentralis a prekuneu. Imaginace pohybu z pohledu první osoby byla spojena se zvýšenou aktivitou v levém dolním parietálním laloku a levém somatosensorickém kortexu, zatímco imaginace pohybu z pohledu třetí osoby aktivovala pravou dolní část parietálního laloku, zadní cingulum a frontoparietální kortex.

Nicméně je důležité zmínit, že v současné době není možné ověřit, zda jedinci opravdu provádějí požadovaný typ představy. Proto když je jedinec poučen, aby prováděl kinestetickou představu, není vyloučené, že pohyb v představě simuluje pomocí vizuální imaginace (Guillot a Collet, 2005, s. 393).

Autoři Ruffino, Papaxanthis a Lebon, (2017, s. 61-78) dále popisují i tzv. haptickou představu (založenou na informacích z kožních receptorů k obnově interakce s vnějším prostředím) a sluchovou, na něž v rámci studií není brán takový zřetel.

## 1.2 Využití představy pohybu v rehabilitaci

Nejdůležitějším cílem rehabilitace je optimalizovat motorické funkce tak, aby jedinec dosáhl nezávislosti v aktivitách denního života. Již dříve bylo uvedeno, že na úkol zaměřený specifický trénink s relativně vysokou intenzitou je jeden z neefektivnějších rehabilitačních přístupů v terapii pacientů zotavujících se z pohybových poruch (Mehrholtz et al., 2014, s. 1-10; Harris a Hebert, 2015, s. 1093). Nicméně v případech, kdy je fyzické cvičení jedince limitováno (např.: bolest, slabost, znehybnění končetiny aj.), vzniká prostor pro užití alternativních terapeutických přístupů. Jedním takovým, který vede ke zlepšení motorického výkonu, je právě imaginace pohybu (Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 61-78; Mulder, 2007, s. 1265-1278).

Metaanalýza Harris a Hebert (2015, s. 1093) uvádí, že většina vzniklých studií se bezesporu věnuje využití této metody především u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP). V menším počtu existují studie zkoumající vliv představy u traumatologických či ortopedických pacientů a pacientů se spinálním onemocněním. Efektivita byla také sledována ve snížení neglekt syndromu u pacientů po CMP a snížení bolesti u komplexního regionálního syndromu či stavech po amputaci (fantomová bolest) (Zimmermann-Schlatter et al., 2008, s. 2; Harris a Hebert, 2015, s. 1093).

Nicméně studie Mudler (2007, s. 1265-1278) a Gregg et al. (2010, s. 249-257) uvádí, že když dojde k poškození mozku, současně se zničí i schopnost představovat si pohyby. Z toho plyne, že použití imaginace pohybu by v tomto případě byla neúčinná. Dle studie Jackson et al. (2001, s. 1133-1141) je tvorba imaginace alterována zejména při výskytu léze v oblasti parietálních laloků. Také Lotze a Halsband (2006, s. 386-395) a Sirigu et al. (1996, s. 1564–1568) argumentují, že pacienti s parietálními lézemi a s levostrannou prefontální lézí nejsou vhodnými adepty k terapii představy pohybu, jelikož u nich dochází ke zhoršenému provedení mentálního isochronického úkolu. Ve studii Sirigu et al. (1996, s. 1564–1568) tito pacienti nebyli schopni předvídat čas potřebný k dokončení jednoduchých úkolů (pohyby prsty).

## **2 Motorické učení a představa pohybu**

Studie Gentili a Papaxanthis (2015, s. 231-242) uvádí, že fyzický trénink a imaginace sdílí velice podobné neuroplastické mechanismy, tím může nejen skutečná exekuce pohybu, ale také jeho imaginace vést k podpoře motorického učení, které je nezbytné pro dosažení nových motorických dovedností a zlepšení výkonnosti pohybových úkolů (Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 61-78).

Také studie Guillot a Collet (2005, s. 388) vyzdvihuje, že imaginace je efektivním prostředkem pro zlepšení výkonu pohybu, přičemž kombinace fyzického tréninku a představy je dle výsledků studie efektivnější anebo při nejmenším rovna fyzickému provedení pohybu.

Imaginací pohybu se zabývala taktéž studie Mattar a Gribble (2005, s. 153-160), která uvádí, že imaginace pohybu stejně tak jako jeho observace hrají významnou roli v motorickém učení, zejména pak v „přeučení“ řízení pohybu u zdravých jedinců a pacientů v rámci rehabilitace. Autoři dále vysvětlují, že pokud pozorujeme jiné jedince při provádění pohybu, dochází k aktivaci stejných neurálních okruhů i u nás samých - např.: zrcadlové neurony v premotorickém kortexu (Buccino et al., 2001, s. 400-401; Mattar a Gribble, 2005, s. 153-160).

### **2.1 Efekt tréninku imaginací**

Efekty tréninku imaginací na motorické učení byly dříve než na poli rehabilitace hojně dokumentovány ve sportovních a jiných fyzických aktivitách (Monsma et al., 2009, s. 1; Zimmermann-Schlatter et al., 2008, s. 2). U elitních atletů, byl vyvinutý i samostatný tréninkový model představy pohybu označovaný akronymem PETTLEP (z angl. physical, environment, task, timing, learning, emotion, a perspective), jež je vysvětlen v textu níže (Holmes a Collins, 2001, s. 69-78).

Hodnocením zlepšení hráčů basketballu po tréninku imaginací se zabývala studie Vandell et al. (In Mulder, 2007, s. 1265-1278), která zjistila, že výsledky jedinců byly srovnatelné s těmi hráči, kteří skutečně basketball hráli. Později vznikla studie Clark (1960, s. 560-569), která ukazuje, že představa pohybu je skoro stejně tak efektivní jako fyzický trénink ve sportovní přípravě, a že kombinace exekuce a představy pohybu potencuje motorické učení výrazněji než samotná exekuce. Ostatně i Mulder (2007, s. 1265-1278) uvádí, že kombinace fyzického cvičení a představy pohybu je pro motorické učení nejefektivnější. Efektivita však byla pozorována i mimo sportovní odvětví, a to u hráčů na hudební nástroj, u nichž tréninky prostřednictvím imaginace rozvinuly šikovnost (Holmes a

Collins, 2001, s. 69-78; Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 61-78; Jeannerod 2006, s. 354-362).

Mentální trénink imaginací pohybu dle studie Ruffino, Papaxanthis a Lebon (2017, s. 61-78) vede k několika aspektům projevujících se při exekuci pohybu, a to ke zlepšení svalové síly, rychlosti, přesnosti a variabilitě pohybu. Benefity imaginace se odvíjí od toho, o jaký typ představy se jedná (kinestetická x vizuální), dále od isochronie mezi představovaným a skutečně vykonaným pohybem a také od prostředí, ve kterém je imaginace trénována (Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 61-78).

Gentili et al. (2006, s. 761-772; 2010, s. 774-783) uskutečnili několik experimentů, kde se zaměřili na vliv mentálního tréninku prostřednictvím představy na rychlost pohybu. Oba experimenty se týkaly co nejrychlejšího zacílení ukazováčku na terče s čísly 1 do 11. Výsledkem bylo, že u jedinců, kteří skutečně vykonali a představovali si uvedený pohyb, došlo ke zkrácení doby pohybu rukou a zvýšení maximálního zrychlení při dosahu. V novější studii z roku 2010 autoři zjistili, že s každým následujícím pokusem měly nárůsty z imaginace podobnou asymptotickou křivku učení jako při exekuci pohybu (Gentili et al., 2010, s. 774-783). Gentili a Papaxanthis (2015, s. 231-242) prokázali větší zvýšení rychlosti a přesnosti dominantní paže v rámci motorického učení s využitím tréninku představy pohybu nad nedominantní paží.

## **2.1.1 Modality ovlivňující efektivitu tréninku imaginací**

### **2.1.1.1 Únava**

Důležitým parametrem, který je třeba zvážit před zahájením imaginace pohybu je délka jejího trvání, aby se předcházelo mentální únavě jedince (Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 61-78). Gentili et al. (2010, s. s. 774-783) ve své studii uvádí, že koncentrace probandů klesá po 60-ti opakováních v rámci jedné tréninkové jednotky. Přesto, že by se mohl trénink představy pokládat za trénink, který nevyvolává únavu, opak je pravdou (Rozand et al., 2014, s. 755). Nedávná studie Rozand et al. (2016, s. 70-74) totiž poukázala na snižující se přesnost produkce představy pohybu a nárůst duševní únavy po jejím stém opakování. Je třeba dodat, že únava nebyla pozorována za předpokladu, že mezi představované pohyby byly vloženy pohyby skutečně prováděné.



### **2.1.1.2 Relaxace**

Studie Guillot a Collet (2008, s. 31-44) zmiňují v kontextu tréninku představou pohybu i použití relaxace, a to v případech, kdy je terapeutickým cílem zlepšení motivace a sebedůvěry jedince. Relaxace při imaginaci pohybu je dále v této studii zmiňována v kontextu redukce chronické bolesti a úzkosti. Studie Moseley et al. (2008, s. 623-631), která nevyužila relaxace před terapií motorickou představou, zjistila, že dochází ke zvýšení bolesti a otoků u pacientů s komplexním regionálním bolestivým syndromem. Shledaná zvýšená bolest dle autorů může souviset s kognitivními či emočními proměnnými. Jiná studie autorů MacIver (2008, s. 2184-2187), která před trénink prostřednictvím imaginace zařadila 35minutovou fázi relaxace, došla k závěru, že se signifikantně snižuje intenzita a nepříjemnost konstantní fantomové bolesti.

Studie Guillot a Collet (2008, s. 31-44) nicméně udávají, že pokud má být dosaženo zlepšení motorických funkcí (nikoli motivace a sebedůvěry jedince), pak relaxaci není vhodné v rámci tréninku představy pohybu využít.

### **2.1.1.3 Spánek**

Nynější studie referují o pozitivním vlivu spánku na konsolidaci paměti po tréninku představy, tedy že dochází k převádění počátečně nestabilních paměťových reprezentací do stabilnějších a efektivnějších forem (Debarnot et al., 2009, s. 1562–1564; 2011, s. 545-548; 2015, s. 85-92). Již v roce 2009 to autoři Debarnot et al. (s. 1562–1564) ověřili jednoduchým experimentem, kdy si zdraví jedinci měli představovat, že provádí kinematickou motorickou adaptační úlohu (pohyby prstů) před a po nočním spánku. U těchto jedinců nastalo významné zvýšení rychlosti a přesnosti pohybů, což naznačuje, že tento fyziologický děj hraje důležitou roli při konsolidaci nově naučených adaptačních pohybů.

### **2.1.1.4 Design mentálního tréninku**

Z hlediska potenciálních přínosů mentálního tréninku imaginací pohybu je důležité, jak bude rozvržen návrh této intervence (Harris a Hebert, 2015, s. 1102). Metaanalýza Harris a Hebert (2015, s. 1103) referuje, že napříč studii týkající se představy pohybu se objevuje kombinace imaginace a fyzického provedení motorické aktivity. Vznikají studie, které buď fyzický nácvik daného úkolu zařazují bezprostředně před imaginací úkolu či studie, kde je trénink sestaven ze střídání fyzického tréninku a představy téhož úkolu. Fyzický trénink se dle studie McCarthy et al. (2002, s. 407-422) používá, pokud je cílem tréninku zlepšit pohyb, nikoli snížit bolest. Tedy záleží na zvoleném cíli tréninku.

Metaanalýza Harris a Hebert (2015, s. 1103) uvádí také studie, ve kterých se během představy pohybu využívá zevních stimulů - např.: pasivní strečink. Nicméně těchto studií vzniká velmi málo na to, aby bylo možné hodnotit, zda dosažené výsledky jsou relevantní či nikoli.

Dále se projevilo, že vliv imaginace na motorické učení je větší při složitých úkolech nežli při jednoduchých (Allami et al., 2008, s. 105-113). Variabilní intervence imaginací pohybu zaměřená na složité motorické úlohy, které jsou prováděny zejména ve druhé polovině dopoledne či v brzkém odpoledni, mohou být optimálně zvolenou strategií pro dosažení největších benefitů. Autoři dodávají, že konsolidační proces může být význačný po nočním spánku.

Studie Mulder et al. (2004, s. 211-217) nicméně uvádí, že proto, aby představa pohybu byla efektivní, musí mít jedinec předešlou motorickou zkušenost s daným pohybem. Z toho tedy plyne, že zcela nové pohyby nelze naučit prostřednictvím představy pohybu. Autoři dále zjistili, že efektivita motorického učení při představě pohybu není výsledkem periferní nízkoprahové aktivace svalů, ale výsledkem centrálního mechanismu, který je popisován jako mechanismus, při němž dochází k aktivaci na supraspinální úrovni při imaginaci. Centrální mechanismus ozřejmil ve své studii také Lacourse et al. (2004, s. 505-524), který popsal zvýšení aktivity v cerebelární, premotorické a striatální oblasti při představě dvojkliku na tlačítko. Představa pohybu je tak na základě aktivace kortikálních a cerebelárních senzomotorických sítí shledána jako potenciálně efektivní metodou v rámci rehabilitace.

Ve studii Mulder et al. (2004, s. 211-217) udělali totiž jednoduchý pokus s probandy, kteří si měli představit dřep, a u kterých byla současně měřena elektromyografie (EMG), tepová a dechová frekvence. Výsledkem bylo, že při představě dřepu se s výjimkou dechové frekvence nezjistily žádné signifikantní aktivace na periférii.

### **2.1.2 Model physical - environment - task - timing - learning - emotion - perspective (PETTLEP)**

Jak již bylo uvedeno, motorická představa je široce využívána také ve sportovním tréninku. Nicméně při prvotních pokusech využívání představy pohybu v rámci takového tréninku se vědělo pouze velmi málo o tom, jak uspořádat trénink, aby byl pro sportovce efektivní. V reakci na tuto skutečnost vznikl model označovaný akronymem PETTLEP (z angl. physical, environment, task, timing, learning, emotion, a perspective), který lze do češtiny volně přeložit jako „výchozí pozice jedince, prostředí, úkol, načasování, učení, emoce a perspektiva“ autorů Holmes a Collins (2001, s. 69-78). Tento model byl sestaven na základě

poznatků neurovědy a sportovní psychologie pro atlety (Holmes a Collins, 2001, s. 69-78), nicméně tyto poznatky jsou taktéž využívány i v rehabilitační terapii u pacientů po CMP jako ve studii Schuster et al. (2009, s. 1-15) či jak je referováno v metaanalýze Harris a Hebert (2015, s. 1093).

Cílem PETTLEP modelu je facilitace představy pohybu prostřednictvím sedmi komponent, které jsou popsány v textu níže. Těchto sedm prvků imaginace je považováno dle metaanalýzy Harris a Hebert (2015, s. 1093) za stav tzv. maximální funkční rovnováhy, při níž dochází k tvorbě motorické představy co nejvíce podobné skutečnému vykonání daného pohybu tak, aby docházelo ke stimulaci stejných oblastí mozku a byla posílena paměťová stopa (Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 4; Harris a Hebert, 2015, s. 1093; Yoo, Park, Chung, 2001, s. 1213-1218).

### **2.1.2.1 Výchozí pozice jedince**

Smith a Collins (2004, s. 412-426) uvádí, že konzistentnější představa daného pohybu vzniká, je-li její součástí kinestetická senzace. Autoři dále argumentují, že jedinci by měli při imaginaci daného úkolu zaujímat stejnou výchozí pozici jako při jeho skutečném vykonání, aby došlo ke stimulaci stejných oblastí mozku. Například štafetoví běžci - chtějí-li zlepšit svůj výkon, měli by provést trénink imaginace ve stoji s držením štafetového kolíku, což následně povede k maximalizaci funkční rovnováhy haptického a posturálního vnímání (Holmes a Collins, 2001, s. 69-78).

### **2.1.2.2 Prostředí**

Tato komponenta odkazuje na prostředí, ve kterém je imaginace uskutečňována. Autoři Wakefield a Smith (2011, s. 18-31) uvádí, že pro představu stejného pohybu, je potřeba zajistit, aby prostředí imaginace a prostředí reálného vykonávání pohybu bylo co možná nejpodobnější. Pokud není možné podobné prostředí zajistit, pořizuje se fotografie či audionahrávka místa. Ty by měly obsahovat i popisy individuálních reakcí jedince na dané prostředí. Například pokud se chce sportovec prostřednictvím imaginace zlepšit ve skoku o tyči, měl by při představě tohoto úkolu stát, držet tyč a v neposlední řadě být oblečen do trikotu, ve kterém disciplínu skutečně provádí či plánuje provádět (Holmes a Collins, 2001, s. 69-78; Wakefield a Smith, 2011, s. 18-31).

### **2.1.2.3 Úkol**

Komponenta úkol by měla opět odpovídat co nejbližše reálně prováděnému úkolu. Obsah samotného úkolu by pak měl být specifický pro daného jedince, tedy zaměřovat se na jeho myšlenky, pocity, činy jako během exekuce pohybu. Například trénuje-li sportovec posilování konkrétního svalu či skupiny svalů s činkami o určité hmotnosti, měla by i imaginace této činnosti probíhat v totožné pozici i s totožným závažím (Harris a Hebert, 2015, s. 1103; Holmes a Collins, 2001, s. 69-78; Wakefield a Smith, 2011, s. 18-31).

Dle autorů Holmes a Collins (2001, s. 69-78), Harris a Hebert (2015, s. 1103) a Craje et al. (2010, 359-362) dochází v průběhu imaginace k vhodné stimulaci, pokud je úkol funkční a přináší jedinci emoci a motivaci (je tzv. „ušit na míru“). Tato stimulace napomáhá k tvorbě paměťové stopy pro pohyb. Autoři Harris a Hebert (2015, s. 1103) to demonstrují na příkladu nácviku každodenních činností, které budou pro pacienta více motivující, než nácvik opozice prstů či jiného analytického pohybu.

### **2.1.2.4 Načasování**

Některé dříve vzniklé studie obhajovali názor, že imaginace daného pohybu by měla probíhat v pomalém tempu, aby jedinci dostatečně prožili pohyb (Whetstone, 1995 In Wakefield a Smith, 2011, s. 18-31). Autoři modelu PETTLEP Holmes a Collins (2001, s. 69-78), zmiňují, že to může být někdy přínosné, avšak se raději přiklání k přesnému timingu v reálném čase. Tento názor je podpořen také metaanalýzou Harris a Hebert (2015, s. 1104), která uvádí, že čas pro imaginaci by se měl ztotožňovat s časem pro reálnou exekuci pohybu, pak totiž dochází k již zmíněné maximalizaci funkční rovnováhy.

Ve studii Stevens a Stoykov (2003, s. 1090-1092) terapeuti verbálně instruovali probandy, jakou rychlostí, silou, směrem a přesností má probíhat motorická představa a ve studii Simmons et al. (2008, s. 458-467) probandi uskutečňovali motorickou představu ve čtyřech různých rychlostech. Obě studie se shodly, že přizpůsobovat timing imaginace reálnému provedení pohybu může být pro pacienty po CMP náročné, protože dochází nejen k alteraci skutečné exekuce pohybu, ale také schopnosti si pohyb představit, proto se přiklání k názoru, že do timingu imaginace by se nemělo zasahovat.

### **2.1.2.5 Učení**

Tato komponenta se týká adaptace obsahu představy ve vztahu k úrovni učení. Vzhledem k tomu, že úroveň dovednosti jedince se pohybuje od kognitivní k autonomní, reprezentace pohybu a související odpovědi se změní, a tím se musí měnit i představa pohybu

tak, aby to odráželo současnou situaci. Zde je důležité zmínit, že pravidelné hodnocení a přezkoumání obsahu imaginace je nezbytné také pro zachování funkční rovnocennosti (Wakefield a Smith, 2011, s. 18-31; Holmes a Collins, 2001, s. 69-78).

#### **2.1.2.6 Emoce**

Komponenta emoce byla dlouhou dobu chybějícím článkem ve sportovním výkonu. Pro dosažení optimální funkční rovnováhy dle modelu PETTLEP by se měl jedinec snažit zažít všechny emoce spjaté s výkonem (např.: vzrušení anebo vzpomínky na předchozí výkon). Přesné emoce jsou při imaginaci důležité, nicméně sportovec by se měl vyhýbat respektive překonat nežádoucí emoce nebo je interpretovat uspokojivěji předtím, než je začlenění do svého tréninku představy (Holmes a Collins, 2001, s. 69-78).

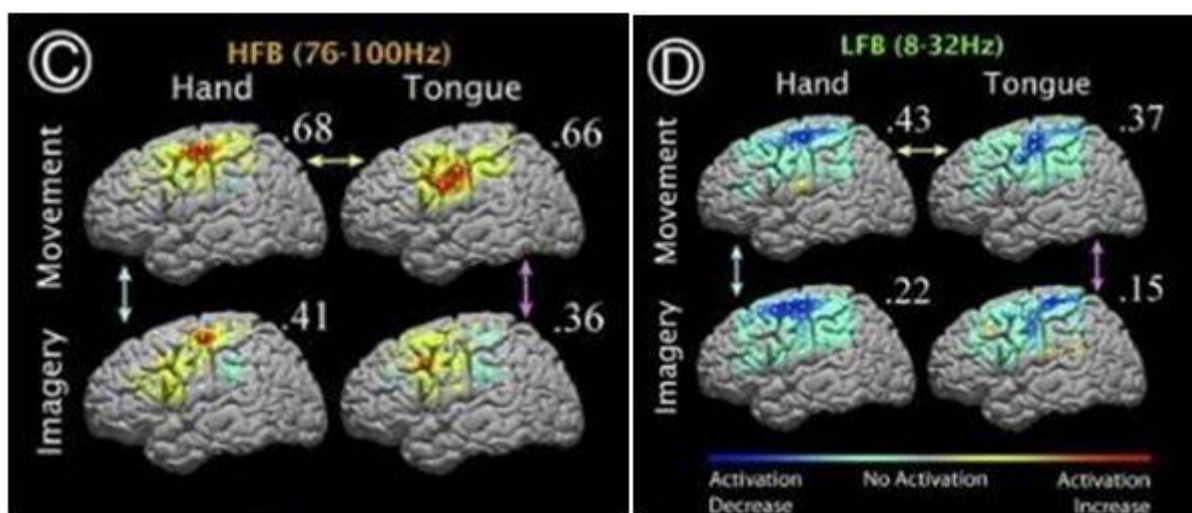
#### **2.1.2.7 Perspektiva**

Komponenta perspektiva pojednává o tom, z jakého úhlu pohledu bude imaginace jedincem tvořena. Jako efektivnější se dle autorů Holmes a Collins (2001, s. 69-78) jeví interní představa, o které již bylo psáno v textu výše. Nicméně autoři Wakefield a Smith (2011, s. 18-31) uvádí také prospěšnost externí imaginace, a to konkrétně u sportů, které jsou založeny na formaci.

### 3 Aktivita centrálního nervového systému při představě pohybu

Jak již bylo řečeno, představa pohybu je vědomou duševní simulací pohybu, která zahrnuje motorické reprezentace mozku takovým způsobem, který je velice podobný skutečné exekuci pohybu (viz Obrázek 1, s. 22) (Jeannerod and Decety, 1995, s. 727-732). Tento předpoklad vedl mnoho vědců k tomu, že imaginace pohybu a jeho skutečné vykonání závisí na aktivaci podobných neurálních struktur a procesů (Grezes and Decety, 2001, s. 1-19; Jeannerod, 2001, s. 103-109; Jeannerod a Decety, 1995, s. 727-732; Héту et al., 2013, s. 931). Množství studií se následně pokusilo ověřit toto tvrzení prostřednictvím neuroimaginačních technik. Metaanalýza Hetu et al. (2013, s. 932) uvádí, že imaginace se stále frekventněji navrhuje jako prostředek k tréninku pohybového systému a skrze ni je možné působit na probanda neurovegetativním účinkem, proto by měl empirický popis účasti nervového systému při představě pohybu nabídnout normativní data, a to nejen pro posouzení účinnosti takového tréninku.

Již před více než deseti lety naznačili Grezes a Decety (2001, s. 1-19), že při představě pohybu dochází k aktivitě v primárním motorickém kortexu, premotorickém kortexu, suplementární motorické arei, anteriorním cingulárním kortexu, inferiorních a superiorních parietálních lalocích a cerebellu. Nicméně nedávná metaanalýza Hetu et al. (2013, s. 932) však zdůrazňuje fakt, že zapojení primárního motorického kortexu a odlišnosti či podobnosti v zapojení motorického systému při různých typech představy jsou stále předmětem debaty.



**Obrázek 1** Znázornění podobné kortikální aktivity při imaginaci a exekuci pohybu ruky a jazyku elektrokortikografem (Miller et al., 2010, s. 4431)

**Legenda:** HFB - záznam při vysokých frekvencích (76-100 Hz), LFB - záznam při nízkých frekvencích (8-32 Hz)

### **3.1 Premotorický kortex**

V premotorickém kortexu dochází při skutečné exekuci a imaginaci pohybu k aktivaci inferiorního gyru a suplementární motorické arei, tedy v oblastech stěžejních pro plánování, přípravu a provedení motorických úkolů (Hetu et al., 2013, s. 941). Guillot a Collet (2005, s. 10-20) uvádí, že množství času, které je potřebné pro dokončení exekuce a imaginace, je velice podobné, proto lze usuzovat, že imaginace pohybu taktéž obsahuje fázi plánování a přípravy jako při skutečné exekuci (Hetu et al., 2013, s. 942). Tento fakt je možné podložit studií Johnson (2000, s. 729-732) provedenou u pacientů po CMP, kde při poškození levého frontálního laloku (ten totiž také podporuje funkční zapojení premotorické kůry při představě) dojde ke zhoršení procesu představy pohybových úloh, zatímco schopnost imaginace je u jedinců po CMP s intaktním premotorickým kortexem zachována.

Suplementární motorická area, která dle studie Nachev et al. (2008, s. 856-869) hraje důležitou roli v komplexních podmíněných akcích (kde akce A je vyvolána podmínkou B) a interně generovaných pohybech. Jiní autoři studie Leek a Johnston (2009) uvádí, že suplementární premotorická oblast je zapojena do vizuospaciálních transformací, které jsou potřebné například u mentálně rotačních úkolů s objekty. Tím by mohla tato oblast souviset se zpracováním komplexních informací spjatých s iniciací, posloupností anebo vizuospaciálními transformacemi. Hetu et al. (2013, s. 942) však uvádí, že přesná úloha suplementární premotorické oblasti při imaginaci se odvíjí od typu představy.

### **3.2 Parietální kortex**

Metaanalýza Hetu et al. (2013, s. 942) popisuje aktivitu v těchto oblastech parietálního kortexu - inferiorní a superiorní parietální laloky a supramarginální gyrus. Parietální kortex je důležitým sensorickým integračním centrem a jeho subregiony se projevují v různých oblastech premotorického a motorického kortexu, které se účastní na exekuci pohybu (Fogassi a Luppino, 2005, s. 626-631). Činnost parietálního kortexu je zřejmá u pacientů s apraxií po parietálním poškození levé hemisféry. Motorický deficit těchto pacientů se projevuje při napodobování a reprodukování pohybu (často pantomima). Mimo to, existují také studie, které dokazují, že apraktičtí pacienti mají porušenou schopnost představy pohybu pravděpodobně proto, že stejně jako pantomima i imaginace je závislá na tvorbě interních modelů a uložených reprezentacích v parietálních lalocích (Sunderland et al., 2013, s. 183-192; Heilman a Rothi, 1993, s. 141-163; Buxbaum, Johnson-Frey, Bartlett-Williams, 2005, s. 917-929). Hetu et al. (2013, s. 942) doplňují, že parietální kortex se při imaginaci podílí na

zacílení pohybu (př.: dosah), přípravě simulovaného pohybu a aktualizaci posturální reprezentace.

### **3.3 Bazální ganglia, thalamus, cerebellum**

Studie Gfillner et al. (2005, s. 364-370) uvádí konzistentní aktivitu bazálních ganglií zejména v putamen a pallidum při selekci motorického programu v rámci skutečně prováděné exekuce pohybu. K aktivitě v bazálních gangliích dochází také při představě pohybu, což je možné ozřejmit u pacientů s Parkinsonovou chorobou, u nichž je schopnost představy narušena (Heremans et al., s. 168-169). Metanalýza Hetu et al. (2013, s. 942) dále zmiňuje aktivitu v thalamu (díky četným spojkám s bazálními ganglii) a mozečku, který je propojen s posteriorním parietálním kortexem a podílí se na různých typech exekuce pohybu, při představě pohybu.

### **3.4 Primární motorický kortex**

Kontroverze vznikají ohledně zapojení primárního motorického kortexu při představě pohybu. Několik studií zmiňuje aktivní zapojení této oblasti (Lotze a Halsband, 2006, s. 386-395; Grezes a Decety, 2001, s. 1-19), nicméně výše uvedená nedávno publikovaná metaanalýza Hetu et al. (2013, s. 943) nezjistila konzistentní aktivaci této oblasti napříč studiemi. Metanalýza však zdůrazňuje, že nevyvrací fakt, že by primární motorická kůra byla absolutně nezúčastněná při představě pohybu, nicméně dle současných studií fMRI a PET nebyla nalezena ona konzistentnost. Dle studie s transkraniální magnetickou simulací (TMS) je však poskytnut důkaz, že imaginace zvyšuje excitabilitu primární motorické oblasti (Loporto et al., 2011, s. 361-373). K té dochází prostřednictvím aktivace premotorické a/nebo parietální oblasti, které mají projekce do primární motorické oblasti (Loporto et al., 2011, s. 361-373).

Hetu et al. (2013, s. 943) uvádí, že fMRI/PET zřejmě nejsou vhodnými technikami ke zjištění excitace či inhibice kvůli jejich nedostatečné citlivosti, která je naopak odbourána při detekci pomocí TMS.



## 4 Lokomoce

Lokomoci je možné dle Kiehn a Dougherty (2013, s. 1210) popsat jako motorickou činnost, která zahrnuje sekvenční aktivitu svalů končetin a těla v přesném rytmu a pohybovém vzoru, a tím umožňuje lidem (bipedální chůze) a také živočichům pohybovat se ve vnějším prostředí. Touto motorickou činností může být chůze, běh, skákání, plavání anebo létání. Z pohledu evoluce se předchůdcům člověka díky lokomoci rozšířil obzor - byli schopni vytvářet nové strategie při zajišťování potravy, útěku před možným nebezpečím anebo migraci na vhodnější území (Latash, 2008, s. 221; Kiehn a Dougherty, 2013, s. 1210).

Latash (2008, s. 221) dále vysvětluje, že počátek lokomoce měl za následek celou řadu pohybových obtíží, se kterými bylo nezbytné se vypořádat, což napomohlo k vytvoření nového systému neuronální kontroly zahrnující v podstatě celý centrální nervový systém (CNS) soudobých vyšších živočichů.

Bipedální chůzi pak Gage (1991, s. 61) definuje jako primární způsob lidské lokomoce, který je vykonávaný prostřednictvím dvou dolních končetin. Taková chůze se vyznačuje nižším stupněm stability a efektivity v porovnání s kvadrupedální chůzí, avšak výhoda chůze po dvou dolních končetinách tkví v uvolnění horních končetin pro sebeobslužné aktivity.

Bipedální chůze vzniká v ontogenezi na evolučně vzniklých principech, které jsou typické pro každého člověka. Již v období před narozením se objevuje vzor chůze a tato primitivní schopnost se vyvíjí, zraje a zdokonaluje po celý náš život (Kolář et al., 2009, s. 48; Yang, Gorassini, 2006, s. 380).

### 4.1 Neurální řízení chůze

Pro bipedální chůzi, tedy stereotypní cyklickou činnost, je typická značná variabilita a náročnost z pohledu neurální aktivace a biomechaniky (Ivanenko, Cappellini a Solopova, 2013, s. 1).

Jaké neurální komponenty se tedy na řízení bipedální lokomoce podílejí? Kiehn a Dougherty (2013, s. 1212-1213) popisují následující:

- Neurální systém koncového mozku podílející se na výběru chování,
- neurální systém středního mozku a mozkového kmene zahajující chování,
- neurální síť spinální míchy generující chování,
- senzorické signály, které modifikují činnost neuronálních míšních sítí vzhledem k zevnímu prostředí a ty, které jsou vysílány do supraspinálních struktur včetně mozečku,
- neuronální korové systémy provádějící vizuální úpravu lokomočních pohybů,

- neuromodulační změny způsobující dlouhotrvající změny v činnosti neurální sítě při lokomoci.

Kiehn a Dougherty (2013, s. 1213) také zmiňují, že dobře provedená lokomoce vyžaduje těsnou integraci s posturální aktivitou.

#### **4.1.1 Spinální stupeň řízení chůze**

Enoka (2008, s. 276) uvádí, že vzor lokomočního pohybu pro krok je tvořen v páteřní míše, nicméně na kvalitním řízení tohoto pohybu se podílí různé oblasti mozku včetně mozkového kmene, motorické kůry a mozečku.

Výchozím aspektem lokomoce je pohyb, který je vytvořen z již připraveného vzorce neurální aktivity. Tento vzorec je označován jako centrální motorický program a je zakódovaný v generátoru vzorce pohybu (anglicky central pattern generator, CPG). CPG produkují automatické pohyby, mezi které patří především chůze a poté polykání, respirace anebo obranné reakce. Dosavadní studie uvádí, že člověk stejně jako zvířata disponuje CPG, avšak jejich samotná činnost závisí ve velké míře na supraspinálním řízení (Edgerton a Roy in Enoka, 2008, s. 276; Králíček, 2011, s. 107), prostřednictvím kterého jsou schopny produkovat rytmus a vzor aktivity, jež jsou dále přenášeny na motorické neurony a pak do svalů (Kiehn a Dougherty, 2013, s. 1211).

Co jsou to tedy CPG? Králíček (2011, s. 107) popisuje CPG jako síť nervových buněk umístěnou v páteřní míše (konkrétně v dolní hrudní a bederní páteři), kdy každá končetina disponuje svým generátorem, nicméně jsou vzájemně propojeny. Síť CPG mají rostro-kaudální gradient excitability s nejvyšším stupněm excitability v rostrálních segmentech bederní páteře, čímž se stávají vedoucími segmenty. Při aktivitě všech končetin dojde ke zkoordinování všech CPG (Castermans et al., 2014, s. 1-48; Králíček, 2011, s. 107; Kiehn a Dougherty, 2013, s. 1216). Autoři Beyaerat, Vasa a Frykberg (2015, s. 337) a Ijspeert (2008, s. 642-643) uvádí, že základem lokomoce je rytmická tzv. „pacemaker“ aktivita CPG generátorů, která je esenciální z důvodu progresu a rovnovážné a podpůrné funkce.

#### **4.1.2 Supraspinální stupeň řízení chůze**

Přestože CPG spinální míchy vytváří motorický vzor pro lokomoci, na jejím řízení se účastní descendentní dráhy, které vedou z mozku (Drew, Andujar, Lajoie et al., 2008, s. 199-211). Tyto descendentní dráhy uvádí v činnost lokomoční systém spinální míchy a vzniklý motorický vzor chůze je dále modifikován na podkladě sensorického feedbacku z periferních

receptorů dolních končetin a zároveň vestibulárního a vizuálního vstupu (Králíček, 2011, s. 107). Spinální lokomoční síť podléhá neuromodulaci, která může způsobit pomalé či dlouhodobé změny funkce sítě (Kiehn a Dougherty, 2013, s. 1212).

Provázanost supraspinálního a spinálního řízení chůze zdůrazňuje také Enoka (2008, s. 282), který ji vysvětluje na deficitu chůze při lézích mozku (např. sekundárně v rámci CMP). Také autoři Sheffler a Chae (2015, s. 2) uvádí, že supraspinální etáž tvoří význačnou úlohu při volní kontrole bipedální chůze, především jedná-li se o modifikaci rychlosti a směru chůze - např.: při obcházení překážek.

Současné publikace poukazují na to, že CPG se stávají aktivními následkem signálu z mediální části retikulární formace mezencephala (mesencephalic locomotor region), což bylo prvně pozorováno u decerebrovaných koček (Kiehn a Dougherty, 2013, s. 1211). Mesencephalická lokomoční oblast nejen, že spouští generátor lokomočního pohybu, ale zároveň ji udává charakteristiku, a to zda se bude jednat o chůzi anebo běh (Králíček, 2011, s. 107; Enoka, 2008, s. 282-283). Kiehn a Dougherty (2013, s. 1214) popisují situaci, kdy zvíře, které bylo v klidové pozici stimulováno v mesencephalické oblasti, vstalo, začalo chodit a se zvyšující se frekvencí stimulace se úměrně zvýšila také rychlost chůze, jež se postupně změnila v cval. Z uvedeného vyplývá, že zvýšená funkce této oblasti postupně zvyšuje rychlost lokomoce.

Lokomoční oblast v mesencephalu mohou spouštět bazální ganglia, která se podílejí na vhodném výběru motorického vzorce v konkrétním kontextu chování - např.: chůzi umožňující průzkum prostředí (Kiehn a Dougherty, 2013, s. 1213). Výstupy z bazálních ganglií pak tonicky inhibují motorické řízení sakadovaného pohybu očí, posturu a chůzi (Enoka, 2008, s. 283-284). Nicméně k vyvolání těchto akcí je nutné, aby tyto výstupy byly potlačeny. Potlačení výstupu znamená to, že tonická inhibice bude na nižší úrovni a motorická kontrola může vyvolat odlišné pohyby. Zesílení výstupu naopak znamená, že tlumivý efekt bazálních ganglií je stále zvýšen (Enoka, 2008, s. 283-284).

Rytmus chůze je dále upravován mozečkem, který hraje důležitou úlohu v adaptaci bipedální chůze. Do mozečku přicházejí informace z proprioreceptorů a míšních generátorů CPG, tyto vstupy zpracovává a dále je předává supraspinálním strukturám mezi něž patří mimo jiné i mediální retikulární formace (Armstrong a Marple-Horvat, 1996, s. 443-455).

#### **4.1.3 Senzorické ovlivnění chůze**

Již T. G. Brown na počátku 20. století zjistil, že CPG mohou - za předpokladu dostatečné aktivace - tvořit rytmické flekčně-extenční pohyby i bez vědomé snahy a

senzorického vlivu (Kiehn a Dougherty, 2013, s. 1211). Nicméně je-li senzorický vliv vyřazen, dochází k narušení a zpomalení krokového cyklu a lokomoce nemůže být přizpůsobena prostředí (Králíček, 2011, s. 107). To ostatně popisuje i Enoka (2008, s. 284), který uvádí, že feedback z proprioreceptorů svalů a kloubů tvoří velice důležitou součást lokomoce. Konkrétně se jedná o svalová vřeténka a Golgiho šlachová tělíska extenčních svalů hlezenního kloubu a flekčních svalů kyčelního kloubu a jejich důležitost ve facilitaci při přechodu ze stojné do švihové fáze.

Senzorické vstupy modulují činnost neuronů mediální části retikulární formace a adaptují motorický vzor bipedální chůze okolnímu prostředí, ve kterém je vykonávána. Existují dva typy senzorických vstupů modulující činnost CPG. První je senzorická informace generovaná při aktivním pohybu končetiny. Druhý je senzorický vstup vytvářený v době, kdy se pohybující končetina potká s překázkou v prostředí (Kiehn a Dougherty, 2013, s. 1227). Odchýlení v průběhu chůze může mít vliv na průtok akčních potenciálů neuronů motorického kortexu proto, aby bylo zajištěno vhodné položení chodidla při chůzi. Aktivita neuronů motorické kůry je během chůze vyšší, je-li okolní prostředí složitější na kinematické řízení končetin při chůzi (Armstrong a Marple-Horvat, 1996, s. 443-455).

Bipedální chůze je dále modifikována vstupem z vizuálního a vestibulárního systému. Enoka (2008, s. 285) uvádí, že vizuální systém hraje roli ve „výběru“ směru a vyhýbání se překážkám a současně s vestibulárním systémem obstarávají orientaci těla v prostředí.

## 5 Slackline

Pro experimentální část této diplomové práce je slackline, respektive chůze na ní využita jakožto výrazně náročnější variace běžné chůze pro zdravé jedince a tedy aktivitou, která by mohla blíže osvětlit mechanismy pohybové kontroly během imaginace.

"Slacklining" je poměrně nově se rozvíjející sportovní aktivita, při které je nylonová nebo polyesterová páska (běžná šířka: 2,5 cm nebo 5 cm) označovaná jako slackline natažena mezi dvěma kotvicími body (Kodama et al., 2017, s. 528; Pfusterschmied et al., 2013, s. 562-563). Slackline, na které jedinci balancují, nabízí velkou variabilitu v nastavení délky, výšky a napětí pásky, což umožňuje snížení nebo zvýšení obtížnosti provedení (Pfusterschmied et al., 2013, s. 562-563). V porovnání s klasickým balančním tréninkem na balančních plošinách klade slackline vyšší nároky na posturální kontrolu (Thomas a Kalicinski, 2016, s. 393), protože pro slacklining je typická pouze malá nefixovaná báze opory, která vede k velice rychlým trojrozměrným perturbacím těla (Pfusterschmied et al., 2013, s. 562-563). Thomas a Kalicinski (2016, s. 393) dodávají, že slackline trénink je také více atraktivní a motivační než standardní balanční trénink.

### 5.1 Chůze na slackline

Pokud jedinec nemá žádné předchozí zkušenosti ze slackliningem je poměrně obtížné stát na pásce bez asistence a udržet rovnováhu. Při prvotních pokusech dochází zpravidla k nekontrolovatelnému laterálnímu zhrounutí stojné dolní končetiny. Tyto oscilace jsou způsobeny pravděpodobně nekontrolovatelnou salvou svalové aktivity, která souvisí s bezprostřední kontrakcí svalu jako odpovědí na rychlé protažení svalových vláken cestou šlachookosticového reflexu. Opakovaným tréninkem lze docílit snížení těchto oscilací. Důležitost v redukci reflexní odpovědi je shledána na presynaptické úrovni, kde dojde k inhibici skrze supraspinální centra, což vede k útlumu alfa-motoneuronů. Reakce na složitou balanční podmínku se přesouvá z reflexní úrovně na podvědomou automatickou úroveň řízení, kterou zabezpečují podkorová centra CNS (Keller, 2012, s. 471).

Výše zmíněné trojrozměrné perturbace těla vytváří silný vjem, pro něhož musí neuromuskulární systém jedince zvolit správnou pohybovou strategii, aby bylo možné ovlivnit dynamické balancování a udržet se na pásce (Kodama et al., 2017, s. 529). Začínající jedinec by měl trénovat chůzi na slackline s asistencí, jelikož taktilní vjem poskytuje kompenzaci ztráty obvyklých balančních strategií při běžném stoji (Pfusterschmied et al., 2013, s. 562-563; Ashburn, 2013, s. 26).

Výchozí podmínkou chůze na slackline je stoj na jedné dolní končetině, jehož předpokládaná kontrola vzniká takto (Kodama et al., 2016, s. 795-796):

1) Jedinec by měl být schopen neustále korigovat postavení trupu (v maximální míře napřímené), tak aby dokázal udržet těžiště těla nad opěrnou bází (tj. nad balancujícím chodidlem na pásce).

2) V horizontálním směru by měly být obě horní končetiny vysoko a koordinovat pozici těžiště těla (center of mass, COM) nad slackline. Touto strategií je možné ovlivnit medio-laterální výchylky pásky - např.: pokud se COM posune doleva, pak se obě horní končetiny budou pohybovat doprava.

3) Dále je potřebné pružně flektovat kolenní kloub, aby bylo možné kompenzovat výchylky pásky ve vertikále.

Prvotní fáze jednooporového stoje na dolní končetině je charakteristické maximální stabilizací v hlezenním a kolenním kloubu. Stabilizace hlezenního kloubu je zajišťována m. soleus a m. tibialis anterior. Po stabilizaci na úrovni hlezenního kloubu, může dojít přenesení váhy z jednoho chodidla na druhé na slackline prostřednictvím m. vastus lateralis a medialis, kteří stabilizují v tomto okamžiku kolenní kloub (Santos et al., 2016, s. 662-663).

Nicméně pro chůzi na slackline jsou důležité i další prvky, jako vizuální fixace, správná pozice chodidel, držení těla, koncentrace, dechový mechanismus a v neposlední řadě také kooperace horních končetin (Ashburn, 2013, s. 27-34; Kuchařová, 2014, s. 6-7).

## **6 Možnosti hodnocení vlivu představy pohybu na pohybový systém**

Představa pohybu se stala objektem zájmu pro vědce z mnoha oblastí, včetně sportovních věd, psychologie a neurověd (Hanakawa, 2016, s. 57; Héту et al., 2013, s. 943). Studium imaginace však není snadné kvůli její povaze - Jak je možné měřit něco, co souvisí s pohybem, u někoho, kdo je vysloveně požádán, aby se nehýbal?

### **6.1 Možnosti objektivního hodnocení**

Objektivní zkoumání efektů imaginace je umožněno především prostřednictvím technik k zobrazování mozku, jako jsou PET a fMRI, které tak neurovědcům poodhalují, jak jsou jedinci schopni tvořit představu na úrovni centrální a periferní nervové soustavy (Héту et al., 2013, s. 943; Suica, 2018, s. 2). Přesněji řečeno odkrývají neuronové korelace při skutečném cíleném pohybu a jeho představě (Guillot a Collet, 2005, s. 388). Techniky PET a fMRI poskytují důkazy, že představované a skutečně vykonané pohyby sdílejí podobný neurální substrát, jehož jednotlivé zúčastněné složky jsou blíže popsány ve výše uvedené kapitole „Neurální regulace při představě pohybu“.

Další možností, jak může být motorická představa detekována je použití elektrokortikografu, tedy snímání elektrické aktivity prostřednictvím elektrod umístěných na povrchu mozku. Díky elektrokortikografu zjistili Miller et al. (2010, s. 4430-4432), že se aktivita primární motorické oblasti při tréninku představy pohybu zvyšuje, a že v některých případech může překonat i původní úroveň, která byla zjištěna při exekuci pohybu. Stejná aktivace během motorické představy byla zaznamenána také při měření prostřednictvím elektroencefalografu (EEG) (Bauer et al., 2015, s. 322-324), jehož výhodou je poskytnutí velkého časového rozlišení o změnách mozkové tkáně.

Napříč studii je zmiňována také detekce představy pohybu skrze odezvy autonomního nervového systému (ANS) na periférii. Autoři studie Guillot a Collet (2005, s. 388-390) uvádí, že data získaná z periferie jsou paralelní s daty získanými při vyšetření CNS, a proto se zdají být dobře využitelná ke studiu kvality představy pohybu.

Jak uvádí studie Jeannerod (1994, s. 1419-1421) sledováním vegetativních funkcí při přípravě pohybu a imaginaci dochází k porovnání dvou situací, kdy: 1) ANS uniká volní kontrole a nemůže být udržována inhibicí a 2) centrální vlivy na tento systém se dají zaznamenat na periférii.

Parametry ANS lze kontinuálně snímat neinvazivními senzory umístěnými na nedominantní horní končetině (Jeannerod, 1994, s. 1419-1421). Obvykle se zkoumá šest proměnných ze tří odlišných fyziologických kategorií, a to:

- elektrodermální kategorie, kde se měří (1) kožní rezistence/konduktance a (2) kožní potenciál,
- termovaskulární kategorie, kde se měří (3) průtok krve kůže a (4) teplota kůže,
- kardiorespirační kategorie, kde se měří (5) srdeční a (6) dechové frekvence.

Například studie Decety et al. (1993, s. 553-559) zjistila variabilitu srdeční frekvence a plicní ventilace se zvyšujícím se stupněm úsilí v rámci imaginace lokomoce. Studie Wang a Morgan (1992, In Guillot a Collet, 2005, s. 389-390) pozorovala zvýšení ventilace a systolického krevního tlaku u jedinců, kteří si při představovali, že zvedají činky.

Představu pohybu lze také objektivně hodnotit prostřednictvím klinicky významných změn rovnováhy, tedy posturálních výchylek za použití dat úhlové rychlosti z daného segmentu, kde je umístěn tzv. inertial measurement units (IMU senzor). Jedná se o senzor, který má v sobě zabudovaný mimojiné akcelerometr a gyroskop (Budini et al. 2018, s. 91-98; Brabants et al, 2018, s. 30-36).

Metodou, která se ve studiích rovněž využívá k hodnocení efektu představy pohybu na pohybový systém člověka je povrchová elektromyografie (polyEMG) (Guillot a Collet, 2005, s. 391; Lemos, Rodrigues a Vargas, 2014, s. 101-105; Kolářová et al., 2016, s. 413-414; Oku et al., 2011, s. 987-989) Snímání polyEMG odráží společný bioelektrický projev (akční potenciál) generovaný v kosterních svalecth při jejich aktivitě (kontrakci nebo relaxaci) a ukazuje elektrofyzilogické odezvy většího množství aktivních motorických jednotek svalové skupiny, které jsou řízeny nervovým systémem a které jsou v blízkosti elektrody umístěné nad měřeným svalem. Velikost aktivních motorických jednotek je úměrná narůstajícím požadavkům při svalové kontrakci. Popsaným mechanismem podává polyEMG obraz o neurálních mechanismech kontroly pohybu (Zhang et al., 2017, s. 1; Levine, Richards, Whittle, 2012, s. 105; Krobot a Kolářová, 2011, s. 11-20).

Prostřednictvím polyEMG zjišťujeme mimojiné míru aktivace svalu s ohledem na požadavky CNS (Zhang et al., 2017, s. 1-17), dále také například sekvenci zapojení svalů, synergie nebo svalovou únavu za fyziologických a patologických podmínek. Mezi přednost polyEMG patří neinvazivní a relativně jednoduché snímání aktivity více posturálních svalů současně při téměř jakémkoliv pohybu (Kolářová et al., 2014, s. 75).



## 6.2 Možnosti subjektivního hodnocení

Představa pohybu může být dle studie Guillot a Collet (2005, s. 387-397) hodnocena několika způsoby. Jednou z možností jsou behaviorální a psychologické nástroje, které reprezentují psychologické testy a hodnocení mentální chronometrie. Ty hodnotí individuální schopnost imaginace jedince, nicméně neposkytují informace o přesnosti představy, ale pouze informace o času, který je nutný k dokončení představy. Druhou a častěji využívanou metodou hodnocení je testování úrovně představy dle dotazníku Movement Imagery Questionnaire (MIQ) a jeho variacemi (Monsma et al., 2009, s. 2; Guillot a Collet, 2005, s. 387-397).

Terapie imaginací je vhodná u jedinců, kteří jsou schopni generovat představu pohybu (Gregg et al., 2010, s. 249-257), k objasnění této schopnosti se používá ve studiích nejčastěji standardizovaný dotazník MIQ od autorů Hall a Pongrac (1983, In Loison et al., 2013, s. 158), respektive jeho zjednodušené a častěji užívané verze Movement Imagery Questionnaire-Revised (MIQ-R) (viz Příloha 2, s. 87) od autorů Hall a Martin (1997, In Loison et al., 2013, s. 158) a Movement Imagery Questionnaire-3 (MIQ-3). Dotazník MIQ-R, který je validní a reliabilní, obsahuje dohromady osm pohybových úkolů - čtyři pro hodnocení kinestetické a čtyři pro hodnocení vizuální představy pohybu. Jedinec vyplňující tento dotazník nejprve daný úkol skutečně vykoná a poté si jej představí (kinesteticky či vizuálně dle zadání). Následně je jedinec požádán o ohodnocení každého úkolu na škále od 1-7, jak snadná či obtížná pro něj představa daného pohybu byla (Monsma et al., 2009, s. 2).

Ve studiích je možné se setkat i s modifikacemi MIQ dotazníku - např. specializované pro pacienty po CMP, po amputaci, apod., které neobsahují úkoly náročné na hbitost (výskok) jako je tomu v dotazníku MIQ-R a jsou tedy vhodné pro jedince s motorickým deficitem (Lorant a Gaillot, 2004, s. 30-35; Loison et al., s. 158).

## 7 CÍLE A HYPOTÉZY

### 7.1 Cíle práce

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit aktivitu svalů dolních končetin a posturální výchylky během představy chůze a její náročnější modifikace (představy chůze na slackline).

### 7.2 Hypotézy

Vzhledem k určeným cílům práce byly stanoveny následující hypotézy:

#### 7.2.1 Hypotézy pro představu chůze

**H01:** Svalová aktivita mm. rectus femoris a mm. biceps femoris měřená ve třech podúlohách (I. klid před představou chůze, II. představa chůze před realizací chůze a III. představa chůze po realizaci chůze) se neliší.

**HA1:** Svalová aktivita mm. rectus femoris a mm. biceps femoris měřená ve třech podúlohách (I. klid před představou chůze, II. představa chůze před realizací chůze a III. představa chůze po realizaci chůze) se liší.

**H02:** Posturální výchylky měřené ve třech podúlohách (I. klid před představou chůze, II. představa chůze před realizací chůze a III. představa chůze po realizaci chůze) se neliší.

**HA2:** Posturální výchylky měřené ve třech podúlohách (I. klid před představou chůze, II. představa chůze před realizací chůze a III. představa chůze po realizaci chůze) se liší.

#### 7.2.2 Hypotézy pro představu chůze na slackline

**H03:** Svalová aktivita mm. rectus femoris a mm. biceps femoris měřená ve třech podúlohách (I. klid před představou chůze na slackline, II. představa chůze na slackline před realizací chůze na slackline a III. představa chůze na slackline po realizaci chůze na slackline) se neliší.

**HA3:** Svalová aktivita mm. rectus femoris a mm. biceps femoris měřená ve třech podúlohách (I. klid před představou chůze na slackline, II. představa chůze na slackline před realizací chůze na slackline a III. představa chůze na slackline po realizaci chůze na slackline) se liší.

**H04:** Posturální výchylky měřené ve třech podúlohách (I. klid před představou chůze na slackline, II. představa chůze na slackline před realizací chůze na slackline a III. představa chůze na slackline po realizaci chůze na slackline) se neliší.

**HA4:** Posturální výchylky měřené ve třech podúlohách (I. klid před představou chůze na slackline, II. představa chůze na slackline před realizací chůze na slackline a III. představa chůze na slackline po realizaci chůze na slackline) se liší.

## **8 METODIKA MĚŘENÍ**

### **8.1 Charakteristika výzkumné skupiny**

Experimentálního měření k výzkumné části diplomové práce se zúčastnilo 26 zdravých jedinců (13 žen, 13 mužů). Jednalo se o studenty oboru Fyzioterapie z Fakulty zdravotnických věd a Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Jedinci z této výzkumné skupiny ve věku 23,5 let ( $\pm 1,69$ ), o výšce 176,2 cm ( $\pm 9,08$ ) a hmotnosti 68,5 kg ( $\pm 8,89$ ). Všichni zúčastnění jedinci nejprve podepsali informovaný souhlas, jehož znění je v Příloze č. 1, s. 86.

Vstupním kritériem byl dotazník MIQ-R (viz Příloha č. 2, s. 87; Příloha č. 3, 90; Příloha č. 4, 91), kde jedinci museli dosáhnout skóre v průměru 3,5 (dobrá motorická představitost) a vyšší, jinak by byli ze studie vyloučeni. Dalším vstupním kritériem bylo, aby jedinci neměli s chůzí na slackline žádnou zkušenost. Všichni zúčastnění jedinci měli dobrou úroveň kognitivních a komunikačních schopností, která jim umožňovala generovat představu pohybu.

Ze studie byli naopak vyřazeni jedinci, kteří by byli po akutním muskuloskeletálním, neurologickém, psychiatrickém či jiném patologickém stavu. Do studie nebyli dále zařazeni jedinci s rovnovážnými problémy nebo patologiemi chůze, dále probandi, kteří udávali bolest (akutní či chronickou), nebo jejich kognitivní schopnost byla jakkoli narušena, což by znemožnilo objektivní provedení experimentálního měření. Vylučujícím kritériem u žen bylo rovněž těhotenství.

### **8.2 Experimentální měření**

Experimentální měření se uskutečnila v průběhu prosince roku 2018 v Kineziologické laboratoři oddělení Rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc v pracovní dny v dopoledních/odpoledních hodinách. Snahou bylo zajistit potřebný klid na měření. Metoda výzkumu byla přijata a schválena Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci v rámci projektu IGA FZV.

## **8.2.1 Elektromyografické hodnocení aktivity svalů a akcelerometrické hodnocení posturálních výchylek**

### **8.2.1.1 Příprava měření**

K měření byly použity telemetrické senzory Trigno IMU/EMG (Delsys®, Boston, USA) ke snímání svalové aktivity i posturálních výchylek. Ke snímání svalové aktivity byly snímány svaly: m. rectus femoris dx. (RF dx.), m. rectus femoris sin. (RF sin.), m. biceps femoris dx. (BF dx.) a m. biceps femoris sin. (BF sin.). Pro umístění senzorů byl každý sval, respektive jeho břicho vypalováno při submaximální izometrické kontrakci a kožní povrch nad břichem svalu byl očištěn abrazivní pastou dle SENIAM guidelines (Stegeman, Hermens, 1998, s. 108-112). Na takto očištěný povrch byl přilepen paralelně na průběh vláken každého svalového břicha IMU/EMG senzor, tak že šipka na něm znázorněná mířila kraniálním směrem. Umístění senzorů je znázorněno v Příloze č. 5 (s. 93).

K hodnocení posturálních výchylek byly použity akcelerometrická data ze senzoru Trigno IMU/EMG (Delsys®, Boston, USA) pro osy X (mediolaterální, ML), Y (anteroposteriorní, AP), Z (vertikální, V), umístěném na středu sakra (Menant et al., 2014, s. 1-6; Howe, Staudenmayer, Freedson, 2009, s. 2199-2206). Sakrum bylo vypalováno a kožní povrch nad ním byl očištěn abrazivní pastou. Umístění senzoru je znázorněno v Příloze č. 5 (s. 93)

### **8.2.1.2 Průběh měření**

Pro zhodnocení cílů diplomové práce byla měřena povrchová elektromyografie k analýze svalové aktivity a akcelerometrická data k analýze posturálních výchylek během experimentálních situací: A. představa chůze a B. představa její náročnější modifikace (chůze na slackline), z nichž každá zahrnovala následující podúlohy. Jednalo se o: klid před představou chůze (Kch) nebo chůze na slackline (Ks), představu chůze (P1ch) nebo chůze na slack line (P1s), realizace chůze nebo chůze na slackline, opětovnou představu chůze (P2ch) nebo chůze na slack line (P2s) - vždy testovány v tomto pořadí (fotografie podúloh viz Příloha č. 6, s. 94; Příloha č. 7, s. 95).

Výchozí pozice totožná pro všechny testované jedince byl napřímený stoj s chodidly na šířku pánve a s horními končetinami volně spuštěnými podél těla. Pro zachování stejného umístění chodidel ve všech stojných pozicích stáli jedinci na bílém papíře s obrysem jejich chodidel. Nejdříve si vždy jedinci představovali běžnou chůzi a následně chůzi na slackline. Všichni jedinci prováděli stejný soubor podúloh a ve stejném pořadí.

Experimentální situace A (Představa chůze):

1A) Nejprve byla měřena svalová aktivita při Kch, která sloužila jako referenční hodnota. Proband stál na papíře, čelem k bílému plátnu a s otevřenýma očima. Klidová aktivita byla měřena za situace bez motorické představy. Aby bylo zamezeno případným nežádoucím pohybovým představám, měli si probandi za úkol v duchu zpívat píseň (Happy Birthday/ Hodně štěstí zdraví). Celková doba trvání tohoto podúkolů byla 30s.

2A) Dalším podúkolem byla P1ch, při které si měl jedinec co nejvěrněji kinesteticky představit, že chodí po chodbě, která mu byla předtím ukázána. Jedinec stál opět na papíře, čelem k bílému plátnu a s otevřenýma očima. Proband si představoval, že chodí po chodbě svým přirozeným tempem do doby, než dostal pokyn k ukončení úkolu. Celková doba trvání P1ch byla 30s. Proband byl poté požádán o zhodnocení kvality představy dle škály od 1 do 5, kde 1 značila nejobtížnější a 5 nejsnazší náročnost tvorbu představy (viz Příloha č. 3, s. 90; Příloha č. 4, s. 91).

3A) Jedinec byl požádán o skutečnou realizaci chůze na vyznačeném úseku chodby (25 m) v jeho přirozeném tempu. Celková doba trvání tohoto podúkolů byla 30s.

4A) Následovala P2ch, která byla vykonána stejným způsobem a stejně dlouho jako při podúkolů číslo 2. Proband byl poté opět požádán o zhodnocení kvality představy na škále od 1 do 5, kde 1 značila nejobtížnější a 5 nejsnazší náročnost tvorbu představy (viz Příloha č. 3, s. 9; Příloha č. 4, s. 91).

Experimentální situace B (Představa chůze na slackline):

1B) Měření svalové aktivity při Ks, metodicky idetnické s měřením 1A.

2B) Dalším úkolem byla P1s, při které si měl jedinec co nejvěrněji kinesteticky představit, že chodí po slackline umístěné na chodbě, která mu byla předtím ukázána (slackline na samonosné konstrukci Slack Rack Gibbon 300; dlouhá 3 m, široká 5 cm a napjatá ve výšce 30 cm od země) (viz Obrázek č. 2, s. 39) (Gibbon, <http://www.gibbon-slacklines.cz>). Jedinec stál opět na papíře s obkreslenými chodidly (aby zůstal zachován charakter opěrné báze), čelem k bílému plátnu a s otevřenýma očima. Proband si představoval, že chodí po slackline svým přirozeným tempem do doby, než dostal pokyn k ukončení úkolu. Celková doba trvání P1s byla 30s. Proband byl poté požádán o zhodnocení kvality představy na škále od 1 do 5, kde 1 značila nejobtížnější a 5 nejsnazší náročnost tvorbu představy (viz Příloha č. 3, s. 90; Příloha č. 4, s. 91).

3B) Jedinec byl poté požádán o skutečnou realizaci chůze na slackline v jeho přirozeném tempu. Celková doba trvání tohoto úkolu byla 30s. Cílem tohoto úkolu nebylo úspěšně přejít slackline bez pádu, ale získat s chůzí na slackline zkušenost.

4B) Posledním úkolem byla P2s, která byla vykonána stejným způsobem a stejně dlouho jako při měření 2B. Proband byl poté opět požádán o zhodnocení kvality představy na škále od 1 do 5, kde 1 značila nejobtížnější a 5 nejsnazší náročnost tvorbu představy (viz Příloha č. 3, s. 90; Příloha č. 4, s. 91).



**Obrázek 2** Slack Rack 300 Gibbon (Gibbon, <http://www.gibbon-slacklines.cz>)

## 8.3 Zpracování dat

### 8.3.1 Zpracování dat povrchové elektromyografie a akcelerometrie

Elektromyografický signál byl zpracován v programu EMGworks®Analysis, v němž byl vybrán surový záznam v časovém úseku 1-30s. Po rektifikaci tohoto úseku, které slouží k redukci výskytu negativních hodnot EMG záznamu, bylo provedeno vyhlazení prostřednictvím střední kvadratické hodnoty (anglicky root mean square, RMS), kde velikost okna byla nastavena na 0,125s a překrytí okna na 0,0625s. Poté byla data exportována do programu Microsoft Office Excel, kde z dat u jednotlivých svalů byly stanoveny průměrné hodnoty. K rektifikaci a stejnému způsobu vyhlazení došlo také u vybraného 1-30s úseku záznamu akcelerometru.

Data z akcelerometru pro zhodnocení posturálních výchylek byla hodnocena pomocí algoritmu signal vector magnitude (VM), který se počítá ze tří rovin pohybu, dle následujícího vzorce:  $VM = \sqrt{V^2 + AP^2 + ML^2}$ . Poté bylo z vypočítaných hodnot vybráno maximum a minimum a následně byl vypočten VM rozdíl ze vzorce:  $VM \text{ rozdíl} = VM \text{ max} - VM \text{ min}$ . Metodika k hodnocení posturálních výchylek ve stoji byla zvolena dle studie Menant et al. (2014, s. 1-6) a Howe, Staudenmayer, Freedson (2009, s. 2199-2206).

### 8.3.2 Statické zpracování dat

Ke statistickému zpracování byl použit statistický software IBM SPSS Statistics for Windows, Version 23.0. Armonk, NY: IBM Corp.

Pro chůzi byly porovnávány 3 podúlohy (Kch, P1ch, P2ch) a pro chůzi na slack line taktéž 3 podúlohy (Ks, P1s, P2s). Kvantitativní proměnné byly prezentovány pomocí průměrů, směrodatných odchylek (SD), mediánu, minimálních a maximálních hodnot, počtu hodnot (n). Shapiro-Wilkovými testy normality bylo ověřeno, že většina měřených veličin nemá normální distribuci. Pro zpracování dat byly použity neparametrické statistické metody. Rozdíly mezi třemi závislými výběry v kvantitativních veličinách byly ověřovány pomocí Friedmanova testu. V případě statisticky významných rozdílů, byly následně provedeny post hoc testy mnohonásobného porovnání, které srovnávaly všechny tři měřené podúlohy mezi sebou pomocí Wilcoxonových testů. Dosažené hladiny statistické významnosti byly korigovány pomocí Bonferroniho korekce ( $\alpha = 0,05/3 = \mathbf{0,017}$ ).



## 9 VÝSLEDKY

V tabulkách (Tab. 1-4) jsou uvedena data popisné statistiky a hladin statistické významnosti u testovaných svalů dolních končetin při představě chůze (Tab. 1) a při představě chůze na slackline (Tab. 2). Následně jsou uvedena data popisné statistiky a hladin statistické významnosti pro hodnoty posturálních výchylek při představě chůze (Tab. 3) a při představě chůze na slackline (Tab. 4).

**Tabulka 1** Popisná statistika hodnocených parametrů pro průměrnou svalovou aktivitu během Kch, P1ch a P2ch

Parametr (n = 26)	Průměr	SD	Medián	Minimum	Maximum	<i>p</i>
<b>BF dx_Kch</b>	9,54	3,94	8,43	4,21	20,92	0,210
<b>BF dx_P1ch</b>	8,25	5,13	6,83	3,43	25,40	
<b>BF dx_P2ch</b>	8,27	5,91	6,32	2,24	29,44	
<b>BF sin_Kch</b>	11,50	11,94	7,46	3,27	51,19	<b>0,044</b>
<b>BF sin_P1ch</b>	9,10	9,11	6,41	3,20	48,66	
<b>BF sin_P2ch</b>	8,32	8,98	5,65	0,00	46,57	
<b>RF dx_Kch</b>	5,80	2,88	5,06	2,37	14,71	<b>&lt;0,0001</b>
<b>RF dx_P1ch</b>	4,81	1,98	4,49	1,99	10,00	
<b>RF dx_P2ch</b>	4,03	1,76	3,79	1,86	10,37	
<b>RF sin_Kch</b>	4,97	2,10	4,62	2,34	11,54	<b>&lt;0,0001</b>
<b>RF sin_P1ch</b>	5,18	2,12	4,55	1,86	10,13	
<b>RF sin_P2ch</b>	4,42	1,72	4,08	1,80	9,93	

**Legenda:** Kch - klid před představou chůze, P1ch - představa chůze před realizací chůze, P2ch - představa chůze po realizaci chůze, BF - musculus biceps femoris, RF - musculus rectus femoris, dx. - dexter, sin. - sinister, prům - průměr, SD - směrodatná odchylka, p- hladina signifikance (tučně hodnoty nižší než 0,05)

**Tabulka 2** Popisná statistika hodnocených parametrů pro průměrnou svalovou aktivitu během Ks, P1s a P2s

Parametr (n = 26)	Průměr	SD	Medián	Minimum	Maximum	p
BF dx_Ks	6,51	3,00	5,65	2,11	16,50	0,468
BF dx_P1s	6,64	4,72	5,09	2,43	21,89	
BF dx_P2s	7,36	4,33	6,28	2,16	21,21	
BF sin_Ks	8,25	8,24	5,70	2,78	37,61	0,852
BF sin_P1s	7,83	8,45	5,00	2,79	44,17	
BF sin_P2s	9,63	9,04	6,70	1,89	39,23	
RF dx_Ks	3,92	2,05	3,76	-0,58	9,89	0,223
RF dx_P1s	4,14	2,00	3,79	1,75	10,10	
RF dx_P2s	6,82	6,73	4,64	1,53	35,79	
RF sin_Ks	4,10	1,46	3,65	2,18	8,45	<b>0,026</b>
RF sin_P1s	4,75	2,90	4,24	1,70	16,50	
RF sin_P2s	5,61	3,19	4,78	1,63	15,22	

**Legenda:** Ks - klid před představou chůze na slackline, P1s - představa chůze na slackline před realizací chůze na slackline, P2s - představa chůze na slackline po realizaci chůze na slackline, BF - musculus biceps femoris, RF - musculus rectus femoris, dx. - dexter, sin. - sinister, prům - průměr, SD - směrodatná odchylka, p- hladina signifikance (tučně hodnoty nižší než 0,05)

**Tabulka 3** Popisná statistika hodnocených parametrů posturálních výchylek během Kch, P1ch a P2ch

Parametr (n = 26)	Průměr	SD	Medián	Minimum	Maximum	p
acc rozdíl_Kch	0,157	0,063	0,185	0,010	0,274	0,405
acc rozdíl_P1ch	0,196	0,173	0,186	0,011	1,005	
acc rozdíl_P2ch	0,167	0,054	0,186	0,008	0,258	
acc max_Kch	1,000	0,012	1,000	0,981	1,026	0,321
acc max_P1ch	1,002	0,015	1,002	0,978	1,037	
acc max_P2ch	0,998	0,010	1,002	0,978	1,018	
acc min_Kch	0,843	0,061	0,817	0,748	0,992	0,483
acc min_P1ch	0,815	0,169	0,817	0,027	0,980	
acc min_P2ch	0,831	0,052	0,817	0,746	0,981	

**Legenda:** Kch - klid před představou chůze, P1ch - představa chůze před realizací chůze, P2ch - představa chůze po realizaci chůze, acc - hodnoty z akcelerometrů, max - maximum, min - minimum, SD - směrodatná odchylka, p- hladina signifikance

**Tabulka 4** Popisná statistika hodnocených parametrů posturálních výchylek během Ks, P1s a P2s

Parametr (n = 26)	Průměr	SD	Medián	Minimum	Maximum	p
acc rozdíl_Ks	0,152	0,068	0,184	0,007	0,274	0,432
acc rozdíl_P1s	0,165	0,051	0,187	0,030	0,255	
acc rozdíl_P2s	0,165	0,056	0,186	0,007	0,256	
acc max_Ks	1,003	0,019	1,000	0,977	1,053	0,852
acc max_P1s	1,001	0,013	1,000	0,981	1,035	
acc max_P2s	1,002	0,016	0,998	0,977	1,039	
acc min_Ks	0,851	0,063	0,820	0,734	0,991	0,468
acc min_P1s	0,837	0,051	0,816	0,739	0,969	
acc min_P2s	0,837	0,054	0,813	0,742	0,972	

**Legenda:** Ks - klid před představou chůze na slackline, P1s - představa chůze na slackline před realizací chůze na slackline, P2s - představa chůze na slackline po realizaci chůze na slackline, acc - hodnoty z akcelerometrů, max - maximum, min - minimum, SD - směrodatná odchylka, p- hladina signifikance

Cílem bylo zhodnotit, jaká je průměrná svalová aktivita u m. rectus femoris a m. biceps femoris obou dolních končetin a dále posturální výchylky při vybraných podúlohách Kch, P1ch, P2ch, Ks, P1s a P2s.

## 9.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení

Hypotézu **H01**: „Svalová aktivita mm. rectus femoris a mm. biceps femoris měřená ve třech podúlohách (Kch, P1ch a P2ch) se neliší“ zamítáme pro m. rectus femoris dx. ( $p < 0,0001$ ) při Kch X P1ch, Kch X P2ch a P1ch X P2ch a pro m. rectus femoris sin. ( $p < 0,0001$ ) při Kch X P2ch a P1ch X P2ch. Nezamítáme pro m. biceps femoris dx. et sin. a m. rectus femoris sin (viz Tab. 5).

Hypotézu **HA1**: „Svalová aktivita mm. rectus femoris a mm. biceps femoris měřená ve třech podúlohách (Kch, P1ch a P2ch) se liší.“ zamítáme pro m. biceps femoris dx. et sin., m. rectus femoris sin. Nelze zamítnout pro m. rectus femoris dx. ( $p < 0,0001$ ) při Kch X P1ch, Kch X P2ch a P1ch X P2ch a m. rectus femoris sin. ( $p < 0,0001$ ) při Kch X P2ch a P1ch X P2ch (viz Tab. 5).

Hypotézu **H02**: „Posturální výchylky měřené ve třech podúlohách (Kch, P1ch a P2ch) se neliší.“ nelze zamítnout pro žádnou testovanou podúlohu.

Hypotézu **HA2**: „*Posturální výchylky měřené ve třech podúlohách (Kch, P1ch a P2ch) se liší.*“ zamítáme pro všechny testované podúlohy.

Hypotézu **H03**: „*Svalová aktivita mm. rectus femoris a mm. biceps femoris měřená ve třech podúlohách (Ks, P1s a P2s) se neliší.*“ nelze zamítnout pro žádnou testovanou podúlohu (viz Tab. 6).

Hypotézu **HA3**: „*Svalová aktivita mm. rectus femoris a mm. biceps femoris měřená ve třech podúlohách (Ks, P1s a P2s) se liší.*“ zamítáme pro všechny testované podúlohy (viz Tab. 6).

Hypotézu **H04**: „*Posturální výchylky měřené ve třech podúlohách (Ks, P1s a P2s) se neliší.*“ nelze zamítnout pro žádnou testovanou podúlohu.

Hypotézu **HA4**: „*Posturální výchylky měřené ve třech podúlohách (Ks, P1s a P2s) se liší.*“ zamítáme pro všechny testované podúlohy.

V tabulkách (Tab. 5 a 6) jsou uvedena data, která jsou korigována pomocí Bonferroniho korekce ( $\alpha = 0,05/3 = \mathbf{0,017}$ ), čímž došlo k ozřejmení, při kterých podúlohách pro představu chůze (Tab. 5) a představu chůze na slackline (Tab. 6) vůči sobě dochází k signifikantnímu rozdílu průměrné svalové aktivity m. rectus femoris dx. et sin. a m. biceps femoris dx. et sin.

**Tabulka 5** *p*-hodnoty Wilcoxonovým post hoc testem s Bonferroniho korekcí pro m. BF sin. a m. RF dx. et sin.

Post hoc testy ( <i>p</i> -hodnoty)	BF sin	RF dx	RF sin
Kch X P1ch	0,392	0,005	1,000
Kch X P2ch	0,046	0,0002	0,005
P1ch X P2ch	0,289	0,001	0,003

**Legenda:** Kch - klid před představou chůze, P1ch - představa chůze před realizací chůze, P2ch - představa chůze po realizaci chůze, BF - musculus biceps femoris, RF - musculus rectus femoris, dx. - dexter, sin. - sinister, *p*- hladina signifikance (červeně jsou hodnoty signifikantní, vždy pro  $p \leq 0,017$ )

**Tabulka 6** *p*-hodnoty Wilcoxonovým post hoc testem s Bonferroniho korekcí pro m. RF sin.

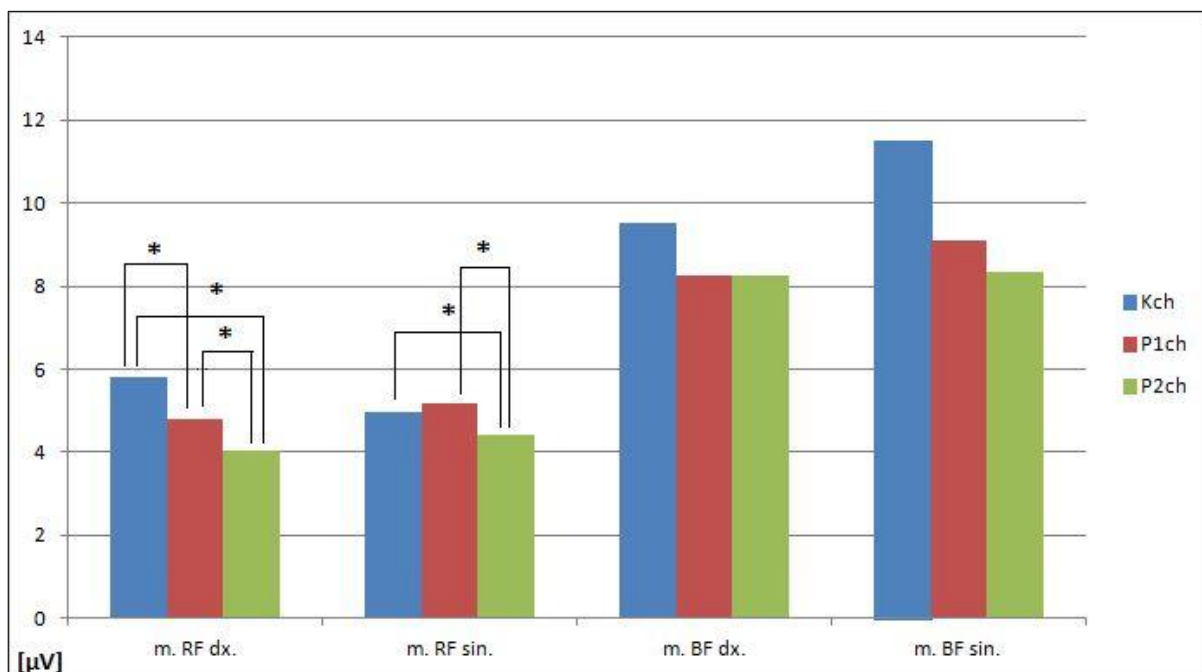
Post hoc testy ( <i>p</i> -hodnoty)	RF sin
Ks X P1s	1,000
Ks X P2s	0,021
P1s X P2	0,289

**Legenda:** Ks - klid před představou chůze na slackline, P1s - představa chůze na slackline před realizací chůze na slackline, P2s - představa chůze na slackline po realizaci chůze na slackline, RF - musculus rectus femoris, sin. - sinister, p- hladina signifikance

Na grafech (Obrázek 3, s. 45) jsou znázorněny průměry svalové aktivity m. rectus femoris a m. biceps femoris bilaterálně při jednotlivých měřených podúlohách pro představu chůze.

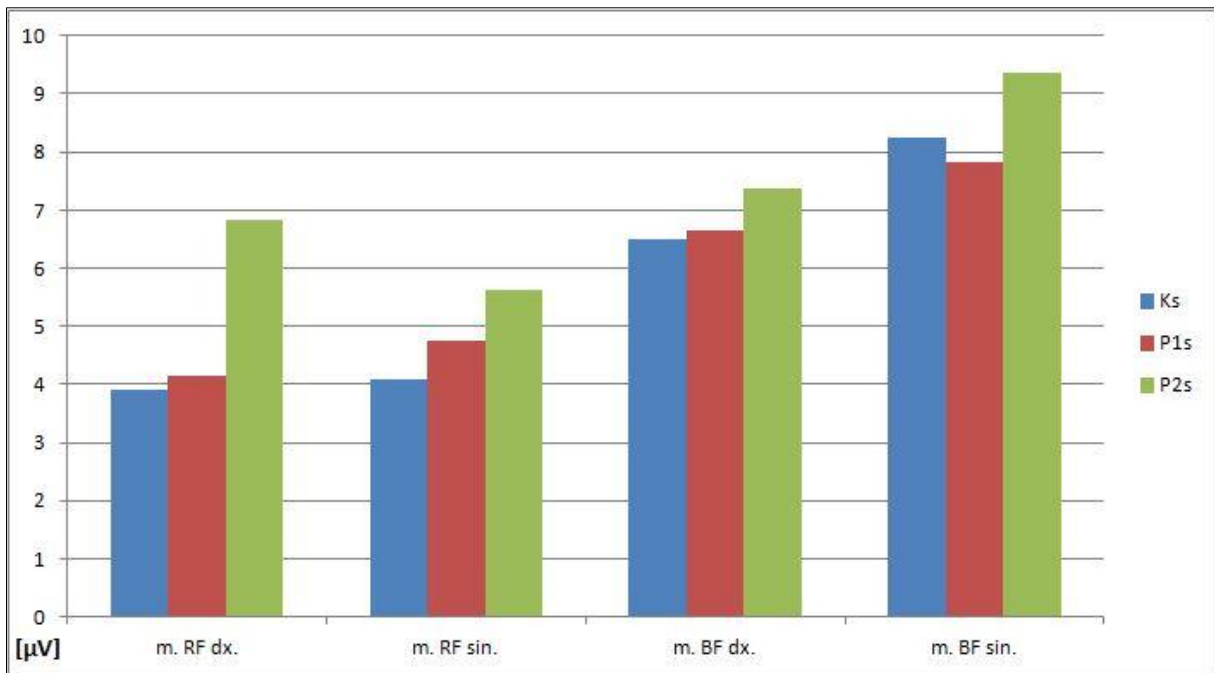
Na grafech (Obrázek 4, s. 46) jsou znázorněny průměry svalové aktivity m. rectus femoris a m. biceps femoris bilaterálně při jednotlivých měřených podúlohách pro představu chůze na slackline.

Na grafech (Obrázek 5, s. 46) jsou znázorněny rozdíly posturálních výchylek při měřených podúlohách pro představu chůze a představu chůze na slackline.



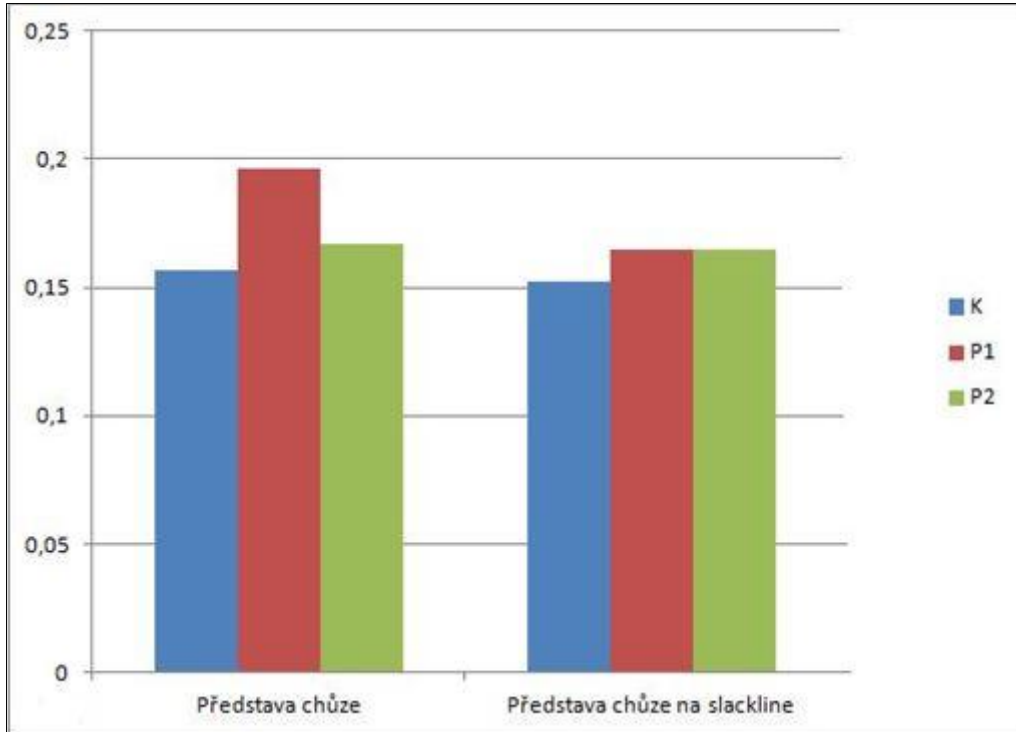
**Obrázek 3** Průměrná aktivita m. rectus femoris a m. biceps femoris bilaterálně při představě chůze

**Legenda:** Kch - klid před představou chůze, P1ch - představa chůze před realizací chůze, P2ch - představa chůze po realizaci chůze, RF - rectus femoris, BF - biceps femoris, dx. - dexter, sin. - sinister, \* -  $p < 0,017$



**Obrázek 4** Průměrná aktivita m. rectus femoris a m. biceps femoris bilaterálně při představě chůze na slackline

**Legenda:** Ks - klid před představou chůze na slackline, P1s - představa chůze na slackline před realizací chůze na slackline, P2s - představa chůze na slackline po realizaci chůze na slackline, RF - rectus femoris, BF - biceps femoris, dx. - dexter, sin. - sinister



**Obrázek 5** Posturální výchylky při představě chůze a chůze na slackline

**Legenda:** K - klid před představou chůze/ chůze na slackline, P1 - představa chůze před realizací chůze/ představa chůze na slackline před realizací chůze na slackline, P2 - představa chůze po realizaci chůze/ představa chůze na slackline po realizaci chůze na slackline

## 10 DISKUSE

Představa pohybu neboli mentální simulace specifické motorické akce bez motorického výstupu, je předmětem mnoha studií a metaanalýz, které ji rozebírají z různých úhlů pohledu, aby bylo možné objasnit podstatu a účinnost této metody (Nicolson, Keogh a Choy, 2018, s. 713-722; Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 61-78; Hanakawa, 2016, s. 57; Harris a Hebbert, 2015, s. 1093; Bakker et al., 2007, s. 497; Mulder, 2007, s. 1265-1278; Stippich et al., 2002, s. 50-54; Jeannenrod, 2001, s. 103-109). Zpočátku byla představa pohybu využívána hlavně pro účely sportovních tréninků, v rámci kterých se vytvořila i tréninková metodika s včleněnou imaginací, která umocňovala celkovou efektivitu na pohybový výkon sportovce (Holmes a Collins, 2001, s. 69-78; Smith a Collins, 2004, s. 412-426; Wakefield a Smith, 2011, s. 18-31). Jako prostředek motorického učení se zjistila také efektivita při hře na hudební nástroj (Lotze a Halsband, 2006, s. 386-395). Mnohem později se představa pohybu začala zkoumat z hlediska klinického využití u pacientů především s neurologickým a ortopedickým deficitem (Harris a Hebert, 2015, s. 1092-1107).

Efektivita představy, jak bylo uvedeno v teoretické části, je shledána v její podobnosti s reálnou exekucí pohybu, kdy dochází k téměř totožné aktivaci v mozkových oblastech. Tato aktivace byla mnohými studiemi detekována prostřednictvím zobrazovacích technik, zejména fMRI a PET (Hetu et al., 2013, s. 943; Miller et al., 2010, s. 4431; Mulder, 2007, s. 1265-1278; Li et al., 2004, s. 9674-9680; Stippich et al., 2002, s. 50-54). Nicméně stále panují kontroverze o aktivaci některých center, obzvláště u primární motorické oblasti (viz s. 24). Další podobnost sdílí tento mentální pohyb se skutečným dle tzv. psychoneuromuskulární teorie v aktivaci stejných svalů (Mudler, 2007, s. 1274) a shodují se také v srdečních a dechových frekvencích (Decety et al., 1993, s. 549-563). Také jsou ve studiích diskutovány shody v časoprostorových a biomechanických charakteristikách pohybu (Nicolson, Keogh a Choy, 2018, s. 713-722), což bylo označeno jako mentální isochronie (Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 61-78; Mudler, 2007, s. 1265-1278).

Imaginace pohybu je ve studiích hodnocena různými objektivními metodami (viz. kapitola 6 Možnosti hodnocení vlivu představy pohybu na pohybový systém, s. 31), nicméně do současnosti je nedostatek rozsáhlejších studií, které by se věnovaly změnám svalové aktivity při imaginaci. Ve většině případů vznikají pilotní studie věnující se převážně jednoduchým analytickým pohybům (Naito et al., 2002, s. 3683-3691; Oku et al., 2011, s. 982-994; Lemos, Rodrigues a Vargas, 2014, s. 101-105).

## 10.1 Aktivita svalů při představě pohybu

Jak již bylo uvedeno, více než svalová aktivita při motorické představě je napříč studii popisována aktivita motorických center. Nicméně již v roce 1932 Jacobson (s. 677-694) jako jeden z prvních autorů prokázal nárůst svalové aktivity u jedinců, kteří si představovali pohyby. Předpokladem bylo, že při imaginaci dochází ke stimulaci Golgiho šlachových tělísek a svalových vřetének, a tím je vytvářena neuromuskulární zpětná vazba. Svalová aktivita pak funguje jako aferentní senzorický vstup do motorických řídicích center mozku.

Postupně během 80. a 90. let vznikaly studie poukazující na nárůst EMG aktivity při imaginaci pohybů. Nicméně v literatuře existují i ty, které při objektivizaci představy nezjistily žádnou EMG aktivitu anebo objevily jinou periferní aktivaci a výsledky jsou tedy značně nekonzistentní (Guillot a Collet, 2005, s. 390; Mulder, 2007, s. 1274). Nekonzistentnost výsledků potvrdila i studie Li et al. (2004, s. 9676-9678), kde svalová aktivita při představě byla pozorována pouze u čtyř z devíti jedinců. Několik studií (Demougeot & Papaxanthis, 2011, s. 10715-10717; Gentili, Papaxanthis, & Pozzo, 2006, s. 764-767) popisuje nesignifikantní výsledky představy pohybu na EMG aktivitu svalů (m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. deltoideus, m. pectoralis maior) při pohybech horní končetinou. Dále studie Naito et al. (2002, s. 3686-3687) neobjevila žádné významné zvýšení EMG aktivity extenzorů a flexorů při opakované představované flexi a extenzi zápěstí a v klidovém stavu. Dříve publikovaná studie Yue a Cole (1992, s. 1120-1122) zaznamenala zvýšení volní kontrakce při představě analytických pohybů s prstem, aniž by se signifikantně změnila svalová aktivita, a to i při testování druhostranné končetiny. Na základě toho je možné soudit, že při imaginaci pohybu můžeme simulovat dynamické projevy pohybu, především pokud využijeme kinestetický typ představy (Kitada et al., 2002, s. 705-707).

Nicméně možnost, že motorická představa má vliv na svalovou aktivitu je podporována efektivitou tréninku imaginace na svalovou sílu (Clark et al., 2014, s. 3219-3226). O nárůstu síly se zmiňuje již dříve publikovaná studie Zijdewind et al. (2003, s. 168-172), kde bylo toto navýšení pozorováno při představě hlezna do plantární flexe. V kontrastu těchto studií jsou ty studie, které referují o poklesu či navýšení EMG aktivity při představě pohybu, jako například ve studii Kolářová et al. (2016, s. 419-421), kde došlo ke snížení aktivity proximálních svalů dolní končetiny při představě chůze. Naopak k navýšení aktivity v příslušných svalech došlo při představě jednoduchých pohybů, jakým je extenze zápěstí (m. extensor carpi radialis) či plantární flexi hlezna (m. gastrocnemius lateralis) (Oku et al., 2011, s. 987-989; Lemos,



Rodrigues a Vargas, 2014, s. 101-105). Studie Lutz et al. (2003, s. 152-154) také referuje zvýšenou EMG aktivitu během imaginace, a to konkrétně při házení šipek, kde byla detekována vyšší úroveň excitace v aktivním svalu (m. biceps brachii) při hodů než v druhostranném neaktivním svalu.

I přes nekonzistentnost výsledků studie Guillot a Collet (2005, s. 391) uvádí, že svaly jsou při představě selektivně aktivovány, nicméně tato aktivita je pouze zlomkem té, kterou je možné pozorovat při skutečném vykonání pohybu. Nesignifikantní výsledky některých studií lze dle autorů vysvětlit povahou záznamu EMG aktivity, které není systematické a může záviset na několika faktorech, proto by neměl být brán jako spolehlivý indikátor představy pohybu.

Svalová aktivita je alterována prostřednictvím změn v rovnováze mezi inhibičními a excitačními vstupy, které jdou paralelně k motoneuronovému poolu koncové části spinálních aferentních či eferentních senzomotorických drah (Dickstein et al., 2005, s. 475-476). Tím by mohlo být připuštěno, že i při imaginaci je velikost EMG aktivity odrážena v sumaci inhibičních a excitačních vstupů (Kolářová et al., 2016, s. 413). Toto tvrzení podporují i výsledky studie Bakker, Boschker a Chung (1996, s. 318-320), která ukázala, že nárůst EMG aktivity během imaginace odráží řadu vstupů, jako například charakteristiku objektu, který je součástí představy - pro příklad čím těžší je předmět zvedaný v představě, tím větší bude EMG signál vyvinutý během představy. Bakker, Boschker a Chung (1996, s. 318-320) to ukázali na pokusu při zvedání činek v představě. Při zvednutí činky, která vážila 9 kg, byla EMG aktivita vyšší než u činky s hmotností 4,5 kg. Poznatky z této studie se následně odráží ve studii Guillot et al. (2008, s. 24-25), kde autoři srovnávali změny v záznamech z polyEMG měření při různých typech kontrakcí - izometrická, koncentrická a excentrická. Excentrická kontrakce se projevovala nejnižší amplitudou v záznamu, což může být vysvětleno poklesem aktivních motorických jednotek oproti koncentrické kontrakci, kde bylo znatelné navýšení amplitudy.

EMG signál ze svalů objevující se při představě pohybu je nejčastěji označován za podprahový či nízkoprahový, což značí, že svalová aktivita během motorické představy a skutečně provedeného pohybu nemají srovnatelnou velikost (Guillot a Collet, 2005, s. 391; Kolářová et al., 2016, s. 413-414; Oku et al., 2011, s. 987-989). Studie Oku et al. (2011, s. 987-989) a Dickstein et al. (2005, s. 475-483) uvádí, že nárůst amplitudy EMG během imaginace pozitivně koreluje s množstvím kortikospinální excitability, která je společně s aktivitou mozku při imaginaci zvýšena skutečnou senzorigickou zpětnou vazbou generovanou při držení a manipulaci předmětu v představě (Mizuguchi et al., 2012, s. 127-130; Hanakawa,

2016, s. 57). Pak je možné spekulovat, že EMG aktivita během představy chůze může být ovlivněna povahou senzorického feedbacku s ohledem na pozici těla při imaginaci (stoj jako výchozí pozice pro chůzi) (Kolářová et al., 2016).

Za předpokladu, že motorická představa je popisována jako mentální modelování pohybu bez motorického výstupu, se většina autorů dle metaanalýzy Hetu et al. (2013, s. 943) domnívá, že pokud jsou svaly probanda aktivní, pak proband neprovádí imaginaci anebo ji provádí nesprávným způsobem. Autoři dále uvádí, že EMG data lze získat také při současné detekci představy pomocí technik fMRI/PET, nicméně tato data nejsou spolehlivá, jelikož měření je značně komplikováno elektromagnetickým šumem vyvolaným magnetem. Tím se množství neuroimagingových studií, které by kontrolovaly svalovou aktivitu během představy pohybu, ztenčuje (Bakker et al., 2007, s. 497-504; Hetu et al., 2013, s. 943).

## **10.2 Aktivita supraspinálních oblastí při představě chůze**

Podle simulační hypotézy uvedené ve studii Jeannerod (2001, s. 103-109) podobnosti mezi představovaným a skutečně realizovaným pohybem naznačují, že představa pohybu zahrnuje sekvence neurálních aktivací, které jsou podobné i při reálném vykonání pohybu. To dokládají i studie realizované pomocí zobrazovacích technik, které tuto mozkovou aktivitu dokáží ozřejmit. Nicméně výjimkou je, že inhibiční mechanismus při představě jde podél eferentní dráhy, zřejmě na úrovni mozkového kmene či míchy, tak aby došlo k potlačení zjevné pohybové akce (Jeannerod, 2006, s. 354-362; Boulton a Mitra, 2015, 321-329). Pokud ale takový mechanismus existuje musí být neúplný, protože bylo prokázáno, že imaginace pohybu vyvolává sublimální EMG aktivitu ve zúčastněných svalech a také spouští autonomní reakce připravující tělo na činnost (Jeannerod, 1994, s. 1419-1432; Guillot a Collet, 2008, s. 31-44; Decety et al., 1993, s. 549-563).

Nedávno bylo zjištěno, že při imaginaci pohybu dochází k aktivaci subkortikálních struktur (excitabilita presynaptických neuronů) ale ne k aktivaci alfa-motoneuronů, to vedlo k teorii, že představa facilite motorickou aktivitu a excituje provedení pohybu, eventuelně zlepšuje motorické funkce či výkon jako např.: přesnost pohybu, rychlost chůze či sílu (Suica et al., 2018, s. 2). Vliv představy pohybu na jeho následnou exekuci zkoumá i studie Ruffino, Papaxanthis a Lebon (2017, s. 61-78), kteří získané poznatky diskutují v souvislosti s principy motorického učení. Již dříve publikovaná studie Lafleur et al. (2002, s. 142-156) ověřila schopnost zlepšení motorického učení u zdravých jedinců, kteří se uměli naučit a následně praktikovat imaginaci plantární a dorsální flexe v hlezenním kloubu. Jedno

z nepravděpodobnějších vysvětlení je sledováno opět v již zmiňované podobnosti v neurální aktivaci při imaginaci a exekuci pohybu, která je pozorovaná zejména v suplementární motorické oblasti, parietálním a primárním motorickém kortexu, bazálních ganglií a mozečku (Grezes and Decety, 2001, s. 1-19; Jeannerod, 2001, s. 103-109; Jeannerod a Decety, 1995, s. 727-732; Héту et al., 2013, s. 931).

Mnoho kontroverzních diskusí vzniká kolem aktivity primárního motorického kortexu při představovaných pohybech. V zásadě je imaginace pohybu charakterizována jako akce bez zevního projevu, pak dle studie Hanakawa et al. (2003, 989-1002) sehraává primární motorická oblast úlohu v podvědomém kódování časoprostorových informací a také senzoričké zpracování informací pro následný pohyb. Je tedy oblastí, z které jsou do periferie vysílané příkazy, které musí být v případě imaginace potlačeny. Studie Gains et al. (2000, s. 176-179) přišla se zajímavými poznatky prostřednictvím TMS, kdy zjistili, že pokud je primární motorická oblast aktivní, dochází k narušení imaginace pohybu. Nicméně studie Vargas et al. (2004, s. 1202) referuje o výrazné facilitaci této oblasti při představě pohybu horní končetiny za předpokladu, kdy byla shodná s výchozí pozicí pro vykonání daného pohybu, ale přesto byla nižší než při neshodné pozici. Přestože většina studií, jak bylo uvedeno, je zaměřena na jednoduché analytické pohyby prstů (vzájemné dotyky, uchopení) popřípadě pohyby jazyku či ústy, je důležité zmínit, že aktivace kortikálních oblastí mozku nenastává pouze během těchto jednoduchých pohybů, ale k aktivaci dochází také při imaginaci komplexnějších pohybů, jako je chůze (Miyai et al., 2001, s. 1186-1192; Mulder, 2007, s. 1268, Sacheli et al., 2017, s. 5196). Právě představa chůze se ve studiích používá často jako prostředek k ozřejmení aktivních řídicích oblastí mozku při představě a skutečném pohybu (Sacheli et al., 2017, s. 5195-5216; Bakker et al., 2007, s. 497-504; Malouin et al., 2003, s. 47-62) anebo k hodnocení již popsané mentální isochronie (Sirigu et al., 1996, s. 1564–1568; Mudler, 2007, s. 1265-1278; Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 61-78). To ostatně dokládá i studie Malouin et al. (2003, s. 47-62), kde představa lokomočních pohybů vyvolala u jedinců aktivitu v suplementární a primární motorické oblasti. Jiná studie Szameitat et al. (2007, s. 702-703) uvádí, že při imaginaci komplexních pohybů v rámci ADL činností pro horní končetinu se výrazně neliší či je mnohdy podobná s imaginací analytických pohybů. Při představě pohybu dochází k aktivitě především v premotorickém kortexu, konkrétně její medialní a laterální oblasti, která zahrnuje pravý a levý gyrus praecentralis a suplementární a presuplementární část horní porce frontálního laloku (Héту et al., 2013, s. 931; Picard a Strick, 1996, s. 342-347). V kontrastu těmto poznatkům stojí studie Jahn et al. (2004, s. 1722-1731), kde aktivita zmíněných oblastí nebyla při komplexních pohybech prokázána, nicméně potvrdili aktivaci

v suplementární motorické aree, která je považována za stěžejní oblast při tvorbě představy pohybu. Suplementární motorická area se podílí zejména na přípravě pohybu, s čímž představa bezprostředně souvisí, a její aktivitu lze sledovat také při simulaci a programování komplexních pohybů (la Fougere et al. (2010, s. 1589-1598; Héту et al., 2013, s. 93-949). Při imaginaci chůze byla pozorována mimo suplementární motorickou areu také aktivita v posteriorním parietálním kortexu a putamen (Hetu et al., 2013, s. 944). Autoři la Fougere et al. (2010, s. 1589-1598) uvádí, že aktivita supraspinálních oblastí při představě chůze je více podobná procesu plánování chůze (konkrétně tranzitní fáze z iniciace chůze až po její ukončení) nežli reálnému vykonání. To nepřímo poukazuje na aktivitu suplementární motorické arei a přilehlých oblastí jako jsou bazální ganglia. Při skutečné lokomoci člověka dochází k aktivitě v mesencephalické lokomoční oblasti. Nicméně při imaginaci chůze v této oblasti k aktivitě nedochází, což nedávná metaanalýza Hetu et al. (2013, s. 944) a fMRI studie Karachi et al. (2012, s. 9396-9401) vysvětluje, tak že zapojení mesencephalické oblasti souvisí s povahou chůze (tedy nezanedbatelným podílem autonomní regulace na její realizaci).

Podobnosti mezi neurálními substráty a behaviorálními rysy představovaných a skutečně prováděných lokomočních pohybů potvrzují, že představovaný pohyb je ve skutečnosti pohybem, při kterém dochází ke zjevné zevní exekuci (např.: svalová kontrakce či výchylky postury) (Malouin et al., 2003, s. 47-62). To ostatně potvrzují i výsledky naší studie, kde při porovnání vybraných podúkolů pro představu chůze došlo k signifikantním změnám při měření svalové aktivity m. rectus femoris bilaterálně.

Představovaný a exekovaný pohyb mají své podobnosti v časové struktuře i biomechanických zákonitostech (Courtine et al., 2004, s. 67-75; Nicolson, Keogh a Choy, 2018, s. 713-722). Tyto podobnosti jsou pozorovány i u komplexních pohybů jako například u lokomoce nebo u tzv. whole body movements, při kterých se zapojuje celé tělo (např.: pohyb ze sedu do stoje a naopak), nicméně v menším měřítku. Tyto komplexní pohyby se však v představě téměř nezkoumají, ač dle studie Allami et al. (2008, s. 105-113) mají větší potenciál ve vlivu na proces motorického učení. Nicméně schopnost představit si složitější úkol - lokomoci - je méně přesná, než představa jednoduchých úkolů (Kalicinski, Kempe, Bock, 2015, s. 25-38). To autoři studie sledávají jako negativní v rámci rehabilitace u starších pacientů. S tím jsme se shledali i v rámci naší studie, kdy jedinci při představě běžné chůze i následně její náročnější modifikace vypověděli, že měli problém skoordinaovat jednotlivé segmenty těla potřebné k chůzi/chůzi na slackline a představit si pohyb jakožto celek.

Otázkou zůstává, jaký vliv má zmiňovaná aktivita supraspinálních oblastí na svalovou aktivitu při představě chůze a eventuálně její náročnější modifikaci. V literatuře a studiích se můžeme setkat i s následujícími souvislostmi, týkající se výsledků naší studie. Odůvodnění snížené aktivity svalů je možné hledat také ve snaze jedinců potlačit aktivní pohyb při imaginaci (Lotze, Cohen, 2006, s. 135-140; Malouin et al., 2003, s. 47-62; Hetu et al., 2013, s. 944), při kterém se uplatňuje zejména suplementární motorická kůra, která má na starost plánování motorické akce (tedy představu o pohybu) a její samotnou iniciaci. Důvodem může být i to že když dojde k vykonání daného pohybu (v naší studii realizace chůze), aktivuje se více kůra parietálního laloku, která inhibuje primární motorickou oblast, která má při své aktivitě vliv na zvyšování tonu svalů (Lotze a Halsband, 2006, s. 386-395; Sirigu et al., 1996, s. 1564–1568; Ruby a Decety, 2003, s. 2475-2480).

### **10.3 Svalová aktivita během představy chůze**

Předmětem zkoumání naší studie se stal právě komplexní složitý pohyb řízený na více etážích nervové soustavy - chůze a její koordinačně náročnější variace - chůze na slackline. Zaměřili jsme se na hodnocení změn svalové aktivity při představovaných podúlohách aspektem polyEMG, abychom zjistili, jakými tendencemi ve smyslu zvýšení či snížení aktivity se budou projevovat vybrané svaly na dolních končetinách.

Elektromyografická aktivita byla snímána z m. biceps femoris a m. rectus femoris obou dolních končetin. Dále byly měřeny posturální výchylky za použití akcelerometru zabudovaném do senzoru Trigno IMU/EMG umístěném na sacrum (podrobněji viz kapitola 8 Metodika měření, s. 36).

Na základě výsledků naší studie bylo zjištěno, že při představě běžné chůze je pozorované snížení a při předstvě chůze na slackline tendence ke zvýšení svalové aktivity.

#### **10.3.1 Elektromyografická aktivita během představy běžné chůze**

##### **10.3.1.1 Elektromyografická aktivita během představy chůze před realizací chůze ve srovnání s klidem**

Z grafu (Obrázek 3, s. 45) je možné pozorovat signifikantní snížení svalové aktivity během představy P1ch v porovnání s klidovou referenční hodnotou Kch, a to u jednoho z testovaných svalů - m. rectus femoris dx. Tento snižující se trend lze pozorovat také u obou m. biceps femoris a naopak mírně se zvyšující trend u druhostranného m. rectus femoris, nicméně významné rozdíly v hodnotách prokázány nebyly. Rozbíhavost ve výsledcích efektu

představy chůze na svaly dolní končetiny, kde byla zaznamenána nevýznamná anebo proměnlivá elektromyografická aktivita uvádí i studie Peikenkamp a Stief (2012, s. 246) a Lafleur et al. (2002, s. 142-157). To by svědčilo tomu, že představa chůze nepůsobí na svaly dolní končetiny systematicky. Peikenkamp a Stief (2012, s. 246) dále referují, že elektromyografická aktivita není zaznamenána u všech svalů. Zmíněnou rozbíhavost ve zjištění aktivity svalů publikovala také studie Dickstein et al. (2005, s. 475-483), kde byly snímány celkově čtyři svaly, avšak ne všechny vykazovaly aktivitu. Elektromyografická aktivita je při imaginaci dle studie Lebon et al. (2008, s. 181-185) „task-specific“, čili závislá na zvoleném úkolu. To dokládá i studie Guillot et al. (2008, s. 18-25), kde byla snímána podprahová aktivita agonistů, avšak stejná aktivita byla zaznamenána také u synergistů, antagonistů a fixačních svalů, což naznačuje, že aktivita svalů nepochází ze zbytkové tonické kontrakce. To dle autorů této studie vyzdvihuje rovnocennost mezi imaginací a exekucí pohybu. Nesignifikantní výsledky svalové aktivity ve vzpřímeném stoji při porovnání představy chůze a klidové situace zjistila i Suchánková (2016, s. 37-44), avšak ta se zaměřila na distální svaly - m. gastrocnemius medialis a m. tibialis anterior. Nicméně zmíněné svaly testovala i v druhé výchozí pozici, a to v sedě, kdy opět porovnávala stejné úlohy. Zde byla prokázána významnost u obou m. gastrocnemius medialis ve smyslu snížení elektromyografické hodnoty. Nabízí se tedy otázka jaký vliv má výchozí pozice při představě chůze, nicméně naše studie měla pouze jednu výchozí pozici, diskutování této otázky tedy není předmětem této práce.

Pozorované výsledky jsou konzistentní s předchozími studii, kde nastalo také signifikantní snížení při představě chůze vůči klidové situaci (Kolářová et al., 2016, s. 411-431). Nicméně jsou v rozporu se studii, které referují o zvýšené elektromyografické aktivitě (viz kapitola 10.1 Aktivita svalů při představě pohybu, s. 48-50), tyto studie se však věnují představě pohybu na horních či dolních končetinách a ve většině případů je snímána svalová aktivita při představě analytických pohybů, nikoli při pohybu komplexním.

### **10.3.1.2 Elektromyografická aktivita během představy chůze před realizací chůze ve srovnání s představou chůze po realizaci chůze**

Podobné snížení svalové aktivity jsme v naší studii zjistili i při porovnání představy P1ch vůči představě P2ch, a to opět u m. rectus femoris dx. jako v případě P1ch X Kch a dále u m. rectus femoris sin. Snižující se trend lze vypožorovat z grafu (Obrázek 3, s. 45) také pro levosrtanný m. biceps femoris, nicméně signifikance zde nenastala. Výsledky je možné vysvětlit z hlediska realizované chůze na chodbě po P1ch, kdy jedinec mimo vizuální vjem

(situace před P1ch, kdy každému jedinci byla chodba pouze ukázána) získal realizací pohybu i konkrétní vjem sensorický (z proprioreceptorů, vestibulárního i vizuálního systému), který si přenesl i do následující představy P2ch, která díky tomu nebyla tak náročná. Naše výsledky se shodují s předešlými výsledky ve studii Suchánková (2016, s. s. 37-44), kde bylo pozorováno snížení svalové aktivity na distálních svalech dolní končetiny. Studie Lebon et al. (2011, s. 48-49) uvádí, že kvalita a schopnost imaginace se odvíjí, respektive mění dle míry excitace motorické kůry imaginací pohybu. Studie Mulder (2005, s. 349-350) ověřil na probandech, kteří již daný pohyb znali a uměli jej uskutečnit již před vlastní imaginací. Z toho plyne, že pro dobrou úroveň představy je důležitá předešlá zkušenost s daným pohybem. Otázkou je, zda je to nezbytné i v případě námi testované stereotypní rutině vykonávané chůze. Zde nicméně opět narážíme na výše zmiňovanou senzomotorickou zkušenost a vnímání svého těla při skutečné exekuci, která se uplatnila při P2ch. Snadnost představy při představě P2ch při srovnání P1ch X P2ch může být dána i bezprostřední zkušenosti s časoprostorovými a biomechanickými charakteristikami při reálné exekuci, což ostatně i jedinci v naší studii subjektivně vypověděli. V naší studii vyšla u m. rectus femoris dx. et sin. mimo signifikantní změnu při P1ch X P2ch, také významnost při porovnání Kch X P2ch, nicméně umažujeme-li, že došlo ke změně při P1ch X P2ch, pak se signifikantně může lišit i při Kch X P2ch. Nutno dodat, že tento trend je pozorovaný i u zbylých testovaných svalů (viz graf, Obrázek 3, s. 45).

Je také otázkou, proč byly signifikantní změny nalezeny pouze u m. rectus femoris dx. et sin. Jako jedno z možných vysvětlení se jeví i relativně snadná přístupnost a palpovatelnost svalu pro polyEMG měření a ozřejmení jeho bříška při izometrické kontrakci, tedy i následná přesnost v nalepení sensoru na sval. Navíc m. rectus femoris je aktivní během švihové fáze chůze, kde je jedním z klíčových flexorů kyčle i během stojné fáze, ve které se podílí na stabilizaci dolní končetiny.

### **10.3.2 Elektromyografická aktivita během představy chůze na slackline**

#### **10.3.2.1 Elektromyografická aktivita během představy chůze na slackline před realizací chůze na slackline ve srovnání s klidem**

Z grafického znázornění výsledků naší studie (Obrázek 4, s. 46) si lze všimnout, že k signifikantním rozdílům v elektromyografické aktivitě při porovnání P1s X Ks nedošlo. Bylo očekáváno, že chůze na slackline povede na základě její náročnosti na posturální koordinaci a svalovou souhru při jejím reálném provádění obzvláště u námi vybrané skupiny jedinců (úplní začátečníci s chůzí na slackline) ke zvýšení svalové aktivity při její představě.

To totiž nebylo pozorováno u představy chůze, kde na základě naší studie bylo detekováno signifikantní snížení svalové aktivity. V případě aktivity m. rectus femoris dx. et sin. a m. biceps femoris je možné pozorovat trend mírného zvýšení při P1s vůči Ks, nicméně m. biceps femoris sin. má tendence opačné. Tento trend bychom mohli zdůvodnit studií Kodama et al. (2016, s. 795-796), která uvádí, že pro zajištění stoje na jedné dolní končetině, což je esenciální pro následnou chůzi na slackline, je rozhodující koaktivace proximálních svalů pro zajištění kolenního kloubu, na který mají oba zkoumané svaly přímou návaznost. Je však otázkou, proč u m. biceps femoris sin. byl pozorován opačný trend a do jaké míry to případně souvisí s laterality dolních končetin. Možným vysvětlením by bylo dle vypočítané strategie počáteční umístění pravé dolní končetiny na slackline při reálné exekuci u většiny probandů, pak by se toto zvýšené zatížení mohlo odrazit i v elektromyografickém záznamu. Nutno zmínit, že s imaginací takto náročného komplexního pohybu se ve studiích není možné setkat, proto navrhujeme další výzkum v této oblasti.

#### **10.3.2.2 Elektromyografická aktivita během představy chůze na slackline před realizací chůze na slackline ve srovnání s představou chůze na slackline po realizaci chůze na slackline**

Z grafu (Obrázek 4, s. 46) je zřejmé, že ani při porovnání P1s X P2s nebyly prokázány signifikantní změny svalové aktivity u všech testovaných svalů. Je nezbytné uvést, že pokud by hladiny statistické významnosti nebyly korigovány prostřednictvím Bonferoniho korekce ( $\alpha = 0,05/3 = \mathbf{0,017}$ ) (viz Tabulka 2, s. 42; Tabulka 6, s. 44), byl by zřejmý signifikantní rozdíl u m. rectus femoris sin. při srovnání Ks X P2s, a to ve smyslu zvýšení aktivity při P2s. Nicméně u všech svalů je možné pozorovat trend zvýšení aktivity při P2s vůči P1s. Z toho je možné vyvodit, že náročnější typ úkolu (chůze na slackline), který má větší nároky na motorickou kontrolu (Keller, 2012, s. 471-477; Kodama et al., 2016, s. 795-796), se následně promítá i při jeho představě. Zvýšení svalové aktivity také souvisí se zvýšenou pozorností a úsilím, které jedinci musí při uskutečnění imaginace chůze vynaložit (Personnier et al., 2010, s. 184-191), tím bychom mohli odůvodnit trend zvýšení hodnot v naší studii, zvážíme-li jak obtížný úkol, byl představován. Stejně jako v diskusní části pro představu chůze při srovnání P1ch X P2ch i zde vnímáme vliv senzomotorické zkušenosti a získaného kinestetického vjemu jako rozhodující v pozorovaném trendu. Tedy pokud vycházíme z předpokladu, že nárůst elektromyografické aktivity se při představě pohybu shoduje s množstvím kortikospinální excitability, která se zvyšuje skutečnou senzomotorickou zpětnou vazbou generovanou při držení a manipulaci předmětu v představě (Mizuguchi et al., 2012, s. 127-



130; Hanakawa, 2016, s. 57; Oku et al., 2011, s. 987-989; Dickstein et al., 2005, s. 475), lze usuzovat, že EMG aktivita během představy chůze na slackline může být ovlivněna povahou sensorického feedbacku, který při představě P1s chybí, a který proband získá až po reálném uskutečnění chůze. Důležitým aspektem, který mohl vést k trendu zvýšení svalové aktivity proximálních svalů při P2s vůči P1s, můžeme hledat také ve změně vnímání tělesného schématu a celkové náročnosti úkolu, při němž došlo k mnohem větší míře koncentrace, facilitace muskulatury a reakce autonomního systému než při běžné chůzi.

## **10.4 Posturální výchylky při představě pohybu**

Přestože je představa pohybu definovaná jakožto mentální stav, ve kterém jsou generovány dynamické, časem vyvíjející se obrazy pohybu bez odpovídající zjevné exekuce (Jeannerod, 1994, s. 1419-1421), existují studie, které tuto definici vyvrací. Výsledky těchto studií ukázaly, že představa pohybu může mít vliv na přizpůsobení postury a rovnováhy těla. Například ve studii Rodrigues et al. (2010, s. 743-750) bylo zjištěno, že představa plantární flexe hlezenního kloubu ve vzpřímeném stoji vede ke zvýšení posturálních výchylek v předozadním směru bez detekce změn aktivity svalů lýtku. I při imaginaci dosahové aktivity horní končetinou ve vzpřímeném stoji bylo pozorováno zvýšení posturálních výchylek, a to v případě, kdy byl dosah vykonán ve směru nestability (Boulton a Mitra, 2013, s. 2623-2625). Ve studii Grangeon et al. (2011, s. 17-56) autoři došli k závěru, že při imaginaci série rozdílných vertikálních skoků opět ve vzpřímeném stoji se posturální výchylky signifikantně snižují.

Zde uvádíme 2. a 4. hypotézu, které se zabývají přítomností posturálních výchylek při podúlohách představy chůze (Kch, P1ch a P2ch) a představy chůze na slackline (Ks, P1s a P2s). Předpokládali jsme, že kinestetická představa při Kch, P1ch a P2ch v naší studii nepovede k výraznému zvýšení posturálních výchylek vzhledem k nenáročné povaze podúloh a ke zvolené výchozí pozici. Nicméně našim předpokladem bylo, že vybranou strategií představy při náročnějších variacích podúloh Ks, P1s a P2s dojdeme ke zjištění signifikantních změn. Na grafu (Obrázek 5, s. 46) je zjevné, že při všech testovaných podúlohách týkajících se zvláště představy chůze a chůze na slackline nedošlo k přítomnosti statisticky významných hodnot. Lze tedy říct, že zjištěné změny svalové aktivity mají souvislost pouze s vlastní imaginací pohybu a nesouvisí se změnami posturálních výchylek.

Naše výsledky se tak rozcházejí z výše uvedenými studiemi, nicméně korespondují s výsledky nedávné studie Suchánková (2016, s. 37-44), která uvádí signifikantní změny

svalové aktivity m. gastrocnemius medialis bilaterálně. V našem případě však byly pozorovány změny u proximálněji uložených svalů - m. rectus femoris bilaterálně.

Posturální kontrola je charakterizována schopností udržet vzpřímenou pozici proti působení gravitace a stabilizovat celkovou konfiguraci multisegmentálního uspořádání těla (Lemos et al., 2014, s. 101-105). Samotný vzpřímený stoj je pak charakteristický náročností na jeho udržení, jelikož proprioreceptory antigravitačních svalů jsou neustále v akci a upravují nastavení postury dle aktuálních podmínek. Souza et al. (2015, s. 8-9) uvádí, že proprioreceptory, zejména svalová vřeténka mohou zvýšit svoji excitabilitu i imaginací, a tím facilitovat nastavení postury proti gravitaci při tréninku v představě. Studie Lemos et al. (2014, s. 101) dále uvádí, že posturální kontrola u člověka závisí na intaktní tvorbě svalové síly podél osy těla a je modifikována mimo senzorycké vstupy z receptorů a vizuálního a vestibulárního systému také neurálními procesy na supraspinální úrovni a imaginací, nicméně to se v naší studii neprojevovalo. Obě studie Rodrigues et al. (2010, s. 743-750) a Grangeon et al. (2011, s. 17-56) uvádí, že efekt představy pohybu na posturální výchylky je výraznější pokud je zvolena strategie imaginace z pohledu první osoby, kdy jsou potencovány kinestetické vjemy (tj. senzorycké informace o poloze těla a pohybu) ve srovnání s vizuálním typem představy při imaginaci totožného pohybu. Zvýšení posturálních výchylek je pak vysvětlováno na základě změn body schematu (jeho poloha a rychlost) skrze interní model anebo selektivní modulaci senzitivity svalového vřeténka na představu (Jeannerod, 2006, s. 354-362). V naší studii, přestože jsme zvolili strategii kinestetické představy, k žádným významným změnám nedošlo. Je nutné dodat, že určující při tvorbě kinestetické představy je bezesporu její kvalita, která mohla být ovlivněna faktory uvedenými níže v kapitole Limity studie (s. 61-62).

Modulace aktivity motorického systému během představy pohybu by měla být taktéž zohledněna ve změnách posturální kontroly, jelikož imaginace má vliv na kortikální a spinální obvody (Lemos et al., 2014, s. 101-102). Dle studie Boulton a Mitra (2013, s. 2617-2626), kde byly detekovány nárůsty posturálních výchylek, je možné hledat vysvětlení těchto nárůstů v tom, že posturální nastavení ve stoji není tak snadno inhibováno, protože nastavení postury je z velké části automatizované a generované subkortikálně. Dochází tak k nedokonalé inhibici pohybových příkazů, velice podobně jako u svalové aktivity. Z uvedeného by tedy mělo dojít i v naší studii v případě obou experimentálních situací ke změnám posturálních výchylek, jelikož jsme jako výchozí pozici zvolili vzpřímený stoj, a při představě chůze bylo pozorováno signifikantní snížení svalové aktivity obou m. rectus femoris a při představě chůze na slackline trend ke zvýšení aktivity m. rectus femoris sin., nicméně k tomu nedošlo.

Z tohoto důvodu se přikláníme k názoru, že změny svalové aktivity v naší studii souvisí se samotnou imaginací chůze a její náročnější modifikací a s tím související neúplnou inhibicí pohybových příkazů.

Další otázkou je, jak se promítá pozornost a úsilí při představovaném pohybu do udržení rovnováhy. Například Grezes and Decety (2001, s. 1-19) uvádí, že modulace autonomních odpovědí při imaginaci je přímo úměrná s úsilím vynaloženým při představovaném pohybu. Dle studie Stins et al. (2015, s. 77-83) je udržení rovnováhy ve stoji poměrně automatizovaný děj, který nevyžaduje velkou pozornost, nicméně je senzitivní k úkolům náročným na kognici. Takovým kognitivně náročným úkolem jsou bezesporu dle studie Lemos et al. (2014, s. 101-102) mentální simulace pohybu a motorická představa, to odpovídá i charakteristice zvolených podúloh v naší studii. Pellecchia (2003, s. 29-34) uvádí, že pokud je potřeba zvýšené pozornosti, pak se současně zvyšují i nároky na zajištění postury a dochází k nárůstu posturálních výchylek. Pokud bychom vycházeli z uvedeného, tak podúlohy představy chůze nevyžadují takovou pozornost a soustředěnost. Nicméně v případě v případě podúloh týajících se představy chůze na slackline jsme měli jiné očekávání, avšak ani zde nenastaly významné změny, a to i za předpokladu, že zvažíme to, že jedinci neměli žádné předešlé zkušenosti s chůzí na slackline, tedy měli problémy již se samotným stojem a jejich následná chůze se často neobešla bez pádů, tím došlo na základě výpovědí jedinců i ke značné modifikaci představy této podúlohy. Studie Boulton a Mitra (2015, s. 321-329) uvádí další možné vysvětlení námi dosažených výsledků, a to, že k větším výchylkám postury ve stojné pozici dochází u starší populace. To se rozchází s metodikou naší studie, pro niž jsme vybrali skupinu mladých, zdravých a zdatných jedinců.

Další možné vysvětlení můžeme hledat ve zvolení akcelerometru zabudovaného v senzoru Trigno IMU/EMG k detekci posturálních výchylek, který nemusí být tak senzitivní jako například silové plošiny hodnotící změny posturálních výchylek aspektem změn COP (Lemos et al., 2014, s. 101-105) anebo gyroskopy, které jsou také zabudovány do senzoru Trigno IMU/EMG, a které dle současných studií (Budini et al. 2018, s. 91-98; Brabants et al, 2018, s. 30-36) jsou vhodné pro detekci klinicky významných změn rovnováhy prostřednictvím měření dat uhlové rychlosti segmentu, na kterém jsou uloženy.

## 10.5 Přínos do rehabilitační praxe

Cílem při terapii pacienta s motorickým deficitem je optimalizace tohoto deficitu a dosáhnout nejvyššího stupně nezávislosti ve vykonávání ADL činností (Mehrholtz et al., 2014, s. 1-10). Představa pohybu nejen, že má aspekty aplikovatelné do rehabilitační praxe zejména u pacientů s neurologickým deficitem (Harris a Hebert, 2015, s. 1092-1107), ale může být především efektivně využita u pacientů, kteří mají fyzické vykonávání cvičení znemožněno (imobilizace, pokles adaptace na bolest či únavu, aj.). Přesto, že je aplikace imaginace do terapie relativně nová a zbývá mnoho prostoru pro výzkum její efektivní intervence, již teď existuje vcelku velké měřítko studií poukazujících na její účinnost v rehabilitační praxi.

Před samotným užitím představy pohybu v rámci terapie je nutné zjistit, zda je jedinec vůbec schopen tvorby představy, která může být z rozdílných důvodů narušena. Tento krok je nezbytný pro úspěch aplikace této metody. Doposud nejužívanějším prostředkem ke zjištění schopnosti respektive úrovně kinestetické a vizuální představy je dotazník MIQ a jeho upravené verze. V naší studii byli všichni jedinci podrobeni MIQ-R dotazníku, kde za pomoci škály hodnotili, jak jim jde představa předdefinovaných pohybů horní a dolní končetinou.

Nezbytným faktorem při aplikaci imaginace do terapie je možná únava jedince. Stěžejní je koncentrace jedinců při představě, která stejně jako při reálné exekuci pohybu, časem upadá. Je mylné domnívat se, že představa pohybu únavu nezpůsobuje. Únavě je možné mimo zkrácení doby představy předejít také proložení skutečně vykonaným pohybem (Rozand et al., 2016, s. 70-74; Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 61-78). I této zásady jsme se drželi při sestavování metodiky našeho měření, jelikož celková doba každé představované podúlohy nepřekročila 30s a pro zjištění cíle práce byly představované podúlohy prokládány reálným vykonáním pohybu.

Stejně jako u jiných terapeutických metod i zde je nutné jedince vhodně motivovat (Guillot a Collet, 2008, s. 31-44). Autoři Dickstein a Deutsch (2007, s. 942-953) zmiňují, že jedinci s větším stupněm motivace se při představě zlepšují podstatně více, což má následně pozitivní vliv na sebedůvěru jedince. Studie Guillot a Collet (2008, s. 31-44) referuje o vhodnosti užití relaxace jakožto motivačního prostředku. Nicméně zmiňují, že záleží na cíli terapie, pokud je cílem zlepšit například motorické funkce nikoli podpořit motivaci, pak relaxaci v rámci tréninku nedoporučují.

Dalším diskutovaným faktorem je zvolení vhodného typu představy na základě individuálních charakteristik jedince, úkolu, který má být trénován, a prostředí, ve kterém se trénink odehrává. Pro trénink časoprostorových charakteristik a koordinace pohybu je dobré

zvolit představu z pozice první osoby, která má i větší efektivitu v rámci motorického učení, protože zvyšuje maximalizaci funkční ekvivalence se skutečným vykonáním pohybu a také je charakteristická výraznějšími fyziologickými odezvami (změna krevního tlaku, srdeční frekvence či respirace) ve srovnání s představou z pozice třetí osoby (Mulder, 2007, s. 1268; Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 61-78; Dickstein a Deutsch, 2007, s. 942-953). I ta má své uplatnění, a to zejména při učení se novým motorickým činnostem (Dickstein a Deutsch, 2007, s. 942-953). Je však důležité zmínit, že v současnosti není prostředek, který by objektivizoval, zda opravdu dochází ke strategii představy, k níž je jedinec instruován. V naší studii byli jedinci instruováni ke kinestetické představě, ovšem dle výše uvedeného tj. neschopnosti objektivizace se můžeme pouze domnívat, že všichni jedinci zvolili námi vyžadovanou strategii představy, což samozřejmě vnímáme také jako limit studie. Všichni probandi byli také instruováni, aby si podúlohy představovali v jejich pohodlném tempu, tedy v takovém, kterým provádějí skutečnou exekuci daného pohybu, protože pak dochází k již zmiňované funkční maximalizaci rovnováhy (Harris a Hebert, 2015, s. 1104). Studie Dickstein a Deutsch (2007, s. 942-953) dále zmiňují důležitost výchozí pozice při imaginaci, protože motorický plán, který je založený na kinestetických vstupech, je ovlivněn vnitřní reprezentací pohybu. Výchozí pozice by se proto měla co možná nejvíce podobat skutečné pozici při pohybu, protože poté dochází k supraspinální aktivaci a tvoří se plán pohybu dle aktuálního nastavení dolních končetin. Dle poznatků o modelu PETTLEP by měla být výchozí pozice volena tak, aby bylo dosaženo stavu tzv. maximální funkční rovnováhy posturálního vnímání při provádění představy a skutečného pohybu a byla posílena paměťová stopa (Harris a Hebert, 2015, s. 1093; Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 4; Yoo, Park, Chung, 2001, s. 1213). V naší studii jsme měli poze jednu výchozí pozici, a to vzpřímený stoj s chodidly na šířku pánve, nicméně efekt pozice na výslednou představu nebyl předmětem měření, proto nám nepřísluší tento fakt dále diskutovat. V naší studii jsme se pouze snažili, aby nedocházelo k diskrepancím v umístění chodidel při jednotlivých představovaných podúlohách, proto měl každý proband pod chodidly papír, na který byla chodidla obkreslena, a při nadcházejících podúlohách byli probandi instruováni, aby se vraceli vždy přesně do těchto obrysů.

V rámci terapeutické intervence předpokládáme, že na základě našeho měření by si jedinci mohli kinesteticky představovat chůzi, jelikož zde jsme došli k signifikantním výsledkům. Přestože je možné sledovat jistý trend ve zvýšení svalové aktivity m. rectus femoris sin. při představě chůze na slackline, jehož aktivita se nestala signifikantní kvůli kritériu Bonferoniho korekce, pro zařazení této představy do terapie nejsme nakloněni. Chůze

na slackline je náročnou pohybovou aktivitou, se kterou jedinci z výzkumného vzorku neměli předchozí zkušenosti, a proto se nemalokrát stalo, že měli problém již se samotným stojem a udržením rovnováhy na pásce, natožpak s chůzí po ní. Z tohoto hlediska mohla být i představa chůze na slackline značně modifikována - např.: představa pádů, chvění pásky či výchylky horních končetin k zajištění postury - a tím mohlo dojít i k narušení koncentrace na představu. Nicméně náročnější modifikace chůze (chůze na slackline) byla do naší studie včleněna záměrně proto, abychom mohli zhodnotit potenciál takového typu intervence do rehabilitační praxe. Je také třeba dodat, že prostřednictvím námi vybrané metodiky nebyly zjištěny žádné signifikance ve výsledcích posturálních výchylek. Z uvedeného můžeme říci, že modulace svalové aktivity má souvislost pouze s vlastní imaginací pohybu a ne s pohybem samotným.

Nejen dle studií, kdy je představa pohybu součástí sportovních tréninků, ale také v případech, kdy je aplikovaná v rámci terapie, je upřednostňována její kombinace s fyzickým cvičením jedince, pak totiž dochází k dosažení lepších výsledků. Mimo jiné, lze imaginaci vhodně kombinovat s observací pohybu, při níž skrze aktivitu zrcadlových neuronů můžeme významně ovlivnit motorické učení, zejména „přeučení“ řízení pohybu u zdravých jedinců a pacientů v rámci rehabilitace. Je nezbytné zmínit, že imaginace pohybu je dle současných poznatků vhodným doplňkem terapie, nicméně nikdy nenahradí již uvedený fyzický trénink, stejně jako je tomu v rámci užívání robotických přístrojů v terapii.

## **10.6 Limity studie**

Experimentální měření k diplomové práci bylo sestaveno tak, aby došlo k ozřejmení efektu představy chůze a představy její náročnější modifikace na aktivitu svalů dolních končetin a posturální výchylky. Vlastnímu měření k diplomové práci předcházelo pilotní měření, aby byla ověřena uskutečnitelnost výzkumu a byly minimalizovány nedostatky v rámci měření designu experimentu.

Do naší studie jsme vybrali poměrně malou skupinu jedinců (celkem 26), to lze vnímat jako jeden z největších limitů, protože i když jsme v rámci výsledků našeho měření zjistili signifikantní změny, není možné prokázat jejich obecnou platnost. Pro studii jsme vybrali skupinu zdravých probandů v průměrném věku 23,5 let z řad studentů fyzioterapie s dobrou motorickou představivostí dle MIQ-R. Jedno vysvětlení tohoto výběru je kvůli nízkému počtu studií zabývajících se představou chůze a nulovým počtem studií, které by se věnovaly představě chůze na slackline. Dalším důvodem je ozřejmení efektivity metody měření před samotnou aplikací na starší věkovou skupinu jedinců či přímo na skupinu pacientů se stejnou

konkrétní diagnózou. Do budoucích měření proto zůstává otázka, zda by podobné výsledky byly dosaženy i u těchto skupin. Další diskutovanou otázkou by mohla být eventuelně vyšší úroveň motivace a koncentrace při imaginaci pohybu u jedinců s nějakým deficitem pohybu.

Další limit je možné shledat v tom, že jedinci neměli žádnou zkušenost s chůzí na slackline, proto dle subjektivní výpovědi jedinců docházelo ke značným odlišnostem při představě chůze na slackline - zmiňované pády, chvění slackline apod. Otázkou je, jak popřípadě jestli by se lišily výsledky u jedinců, kteří mají zkušenosti s chůzí na slackline respektive pravidelně trénují.

Za omezení studie je možné vnímat využití polyEMG při detekci změn svalové aktivity při představě, jak avizují i některé předešlé studie, které shledávají důvod chybění EMG aktivity při imaginaci v přítomnosti aktivity v hlubších strukturách svalu, které jsou neměřitelné polyEMG. Dále uvažujeme, zda je akcelerometr zabudovaný v senzoru Trigno IMU/EMG vhodně zvolenou metodou pro ozřejmení posturálních výchylek při představě, a zda by gyroskop nebyl k tomuto hodnocení senzitivnější. Otázkou také je, zda pro detekci posturálních výchylek je vhodné umístění senzoru na sakru a zda by nebylo senzitivnější k výchylkám umístění senzoru až na dolní končetiny.

Struktura a průběh měření byl probandy subjektivně dobře přijímán. Měřené podúlohy na sebe bezprostředně navazovaly a celkově měření i s přípravou na něj nepřevýšilo 40 minut. Tím jsme chtěli docílit co možná nejvyšší úroveň koncentrace a předejít vlivu únavy na měření, o kterém se zmiňují Rozand et al. (2014, s. 755 a 2016, s. 70-74), a které by se mohlo nevhodně odrazit ve výsledcích. Mezi jednotlivé podúlohy jsme nevrátili odpočinkové pauzy také na základě poznatků ze studií, které relaxační část upřednostňují vřadit pouze, jedná-li se o pacienty s nějakým deficitem a nikoli zdravé jedince.

Do dalších studií mimo již uvedené návrhy by bylo vhodné, aby byl zkoumán vliv laterality končetin při představě chůze vzhledem ke zjištěným výsledkům.

## ZÁVĚR

Představa pohybu je v rámci EBM studií stále více zkoumaným a diskutovaným tématem. V současné době lze její působení objektivizovat na několika úrovních motorické kontroly a je tak zkoumána mnohými dostupnými technologiemi. Podobné neuroplastické mechanismy mezi imaginací a exekucí pohybu vedly k jejímu hlubšímu zkoumání jakožto techniky motorického učení v rámci tréninků a později pohybových terapií na poli rehabilitace pacientů převážně s ortopedickými či neurologickými diagnózami.

Pro experimentální část této diplomové práce bylo zvoleno sledování změn při představě prostřednictvím polyEMG, tedy naším cílem bylo detekovat změny na úrovni svalů, a to při složitém komplexním pohybu - chůzi a její náročnější modifikaci (chůze na slackline), která doposud v představě nebyla zkoumaná.

V současnosti existuje v databázích velmi nízký počet studií, které by se problematikou představy chůze anebo jiných komplexních pohybů aspektem polyEMG zabývaly. To je jeden z faktorů, proč jsme pro naše experimentální měření zvolili zdravé jedince s dobrou úrovní kognitivních schopností a vnímání vlastního těla.

Hodnoceny byly proximální svaly a posturální výchylky na sakrum v následujících experimentálních situacích: A. představa chůze (Kch, P1ch a P2ch) a B. představa chůze na slackline (Ks, P1s a P2s). Pořadí situací bylo pro všechny jedince totožné.

Z výsledků této diplomové práce vyplývá, že představa chůze vede k signifikantnímu snížení svalové aktivity u m. RF dx. při P1ch vůči Kch a u m. RF dx. et sin. P2ch vůči Kch a při představě P2ch v porovnání s P1ch. Při představě chůze na slackline nebyly shledány žádné signifikantní změny. Významné změny nenastaly rovněž u posturálních výchylek, a to v obou experimentálních situacích.

Závěrem můžeme zhodnotit, že výsledky naší studie potvrdily, že představa chůze má vliv na svalovou aktivitu ve smyslu signifikantního snížení, a že chůze na slackline vykazuje trend ke zvýšení EMG aktivity.

Do dalších studií je možné navrhnout, aby byl zkoumán větší počet probandů a zejména pak ve vyšším věkovém rozhraní, aby byly případné výsledky lépe aplikovatelné do rehabilitační praxe, například v terapii neurologických pacientů.



## Referenční seznam

ALLAMI N., PAULIGNAN Y., BROVELLI A., et al. 2008. Visuo-motor learning with combination of different rates of motor imagery and physical practice. *Experimental brain research*. [online]. 2008, vol. 184(1), s. 105-113. ISSN 1432-1106. [cit. 2018-09-23]. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-007-1086-x.

ARMSTRONG D. M., MARPLE-HORVAT D. E. 1996. Role of the cerebellum and motor cortex in the regulation of visually controlled locomotion. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*. [online]. 1996; vol. 74, s. 443-455. ISSN 1205-7541. [cit. 2016-10-01]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8828890>.

ASHBURN, H. *How to Slackline!* Rowman and Littlefield, 2013, s. 26-224. ISBN: 987-07622784997.

BAKKER F. C., BOSCHKER M. S. J., CHUNG T. 1996. Changes in Muscular Activity While Imagining Weight Lifting Using Stimulus or Response Propositions. *Journal of sport & exercise psychology*. 1996; vol. 18, s. 313-324. [cit. 2018-09-18]. Dostupné z: <https://research.vu.nl>.

BAKKER M., DE LANGE F. P., STEVENS J. A., et al. 2007. Motor imagery of gait: a quantitative approach. *Experimental brain research*. [online]. 2007; vol. 179, s. 497-504. ISSN 1432-1106. [cit. 2018-09-25]. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-006-0807-x.

BAKKER F. C., BOSCHKER M. S. J., CHUNG T. 1996. Changes in Muscular Activity While Imagining Weight Lifting Using Stimulus or Response Propositions. *Journal of sport & exercise psychology*. 1996; vol. 18, s. 313-324. [cit. 2018-09-18]. Dostupné z: <https://research.vu.nl>.

BAUER R., FELS M., VUKELIC M. et al. 2015. Bridging the gap between motor imagery and motor execution with a brain-robot interface. *Neuroimage*. [online]. 2015; vol. 108, s. 319-327. ISSN 1095-9572. [cit. 2018-09-18]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroimage.2014.12.026.

BEYAERT C., VASA R., FRYKBERG G. E. 2015. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiol Clin*. [online]. 2015; vol. 45, s. 335-355. ISSN 1769-7131. [cit. 2016-09-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26547547>.

BOULTON, H., MITRA, S. 2013. Body posture modulates imagined arm movements and responds to them. *Journal of Neurophysiology*. [online]. 2013; vol. 110(11), s. 2617-2626. ISSN: 1388-2457. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.1152/jn.00488.2013.

BOULTON, H., MITRA, S. 2015. Incomplete inhibition of central postural commands during manual motor imagery. *Brain Research*. [online]. 2015; vol. 1624, s. 321-329. ISSN: 0006-8993. [cit. 2019-01-12]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com>.

BRABANTS A., RICHARDS J., DESCHAMPS K., et al. 2018. An exploration of segment acceleration and angular velocity during different balance conditions measures in the assessment of stability. *PRM+ Journal of Quantitative Research in Rehabilitation Medicine*. 2018; vol. 1(2), s. 30-36. [cit. 2019-03-18]. Dostupné z: <http://prmplus.com>.

BUDINI K., RICHARDS J., COLE T., et al. 2018. An exploration of the use of Inertial Measurement Units in the assessment of dynamic postural control of the knee and the effect of bracing and taping. *Physiotherapy Practice and Research*. [online]. 2018; vol. 39(2), s. 91-98. [cit. 2019-03-01]. Dostupné z: doi: 10.3233/PPR-180111.

BUCCINO G., BINKOFSKI F., FINK G. R., et al. 2001. Action observation activates premotor and parietal areas in a somatotopic manner: an fMRI study. *European Journal of Neuroscience*. [online]. 2001; vol. 13, s. 400-404. ISSN 1460-9568. [cit. 2018-09-23]. Dostupné z: doi: 10.1111/j.1460-9568.2001.01385.x.

BUXBAUM L. J., JOHNSON-FREY S. H., BARTLETT-WILLIAMS M. 2005. Deficient internal models for planning hand-object interactions in apraxia. *Neuropsychologia*. [online]. 2005; vol. 43(6), s. 917-929. ISSN 1873-3514. [cit. 2018-12-21]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2004.09.006.

CASTERMANS T., DUVINAGE M., CHERON G., et al. 2014. Towards Effective Non-Invasive Brain-Computer Interfaces Dedicated to Gait Rehabilitation Systems. *Brain Sciences*. [online]. 2014, vol. 4, s. 1-48. ISSN 2076-3425. [cit. 2018-09-21]. Dostupné z: doi:10.3390/brainsci4010001.

CLARK L. V. 1960. Effect of Mental Practice on the Development of a Certain Motor Skill. *Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation*. [online]. 1960, vol. 31, s. 560-569. [cit. 2018-10-21]. Dostupné z: doi: 10.1080/10671188.1960.10613109

CLARK B. C., MAHATO N. K., NAKAZAWA M. 2014. The power of the mind: the cortex as a critical determinant of muscle strength/weakness. *Journal of neurophysiology*. [online]. 2014, vol. 112(12), s. 3219-3226. ISSN 1522-1598. [cit. 2018-09-21]. Dostupné z: doi: 10.1152/jn.00386.2014.

CRAJE C., VAN DER GRAAF C., LEM F. C., et al., 2010. Determining specificity of motor imagery training for upper limb improvement in chronic stroke patients: a training protocol and pilot results. *International journal of rehabilitation research*. [online]. 2010, vol. 33(4), s. 359-362. ISSN 1473-5660. [cit. 2018-12-21]. Dostupné z: doi: 10.1097/MRR.0b013e32833abe8e.

DEBARNOT U., ABICHOU K., KALENZAGA S., et al. 2015. Variable motor imagery training induces sleep memory consolidation and transfer improvements. *Neurobiology of learning and memory*. [online]. 2015, vol. 119, s. 85-92. ISSN 1095-9564. [cit. 2017-12-21]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.nlm.2014.12.010.

DEBARNOT U., CREVEAUX T., COLLET C., et al. 2009. Sleep contribution to motor memory consolidation: a motor imagery study. *Sleep*. [online]. 2009, vol. 32(12), s. 1559-1565. ISSN 1550-9109. [cit. 2018-12-21]. Dostupné z: doi: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20041591>.

DECETY J., JEANNEEROD M., DUROZARD D., et al. 1993. Central activation of autonomic effectors during mental simulation of motor actions in man. *Journal of Physiology*. [online]. 1993, vol. 461, s. 549-563. ISSN 1469-7793. [cit. 2017-12-21]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>.

DEMOUGEOT L., PAPAXANTHIS C. 2011. Muscle fatigue affects mental simulation of action. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*. [online]. 2011; vol. 31(29), s. 10712-10720-483. ISSN 1529-2401. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.1523/JNEUROSCI.6032-10.2011.

DENIS M. 1985. Visual imagery and the use of mental practice in the development of motor skills. *Canadian journal of applied sport sciences. Journal canadien des sciences appliquées au sport*. 1985, vol. 10(4), s. 4-16. ISSN 0700-3978. [cit. 2019-01-21]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3910301/>.

DICKSTEIN, R., DEUTSCH, J. E. 2007. Motor Imagery in Physical Therapist Practice. *Physical Therapy*. [online]. 2007; vol. 87(7), s. 942-953. ISSN: 1538-6724. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.2522/ptj.20060331.

DICKSTEIN R., GAZIT-GRUNWALD M., PLAX., et al., 2005. EMG activity in selected target muscles during imagery rising on tiptoes in healthy adults and poststroke hemiparetic patients. *Journal of motor behavior*. [online]. 2005; vol. 37(6), s. 475-483. ISSN 1940-1027. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.3200/JMBR.37.6.475-483.

DREW T., ANDUJAR J. E., LAJOIE K., et al. 2007. Cortical mechanisms involved in visuomotor coordination during precision walking. *Brain research reviews*. [online]. 2007, vol. 57, s. 199-211. ISSN 1872-6321. [cit. 2018-12-09]. Dostupné z: 10.1016/j.brainresrev.2007.07.017

ENOKA R. M. 2008. *Neuromechanics of human movement – 4th ed.* Champaign, IL: Human Kinetics. 2008; s. 276-285. ISBN 0-7360-6679-9.

FOGASSI L., LUPPINO G. 2005. Motor functions of the parietal lobe. Current opinion in neurobiology. [online]. 2005, vol. 15(6), s. 626-631. ISSN 1873-6882. [cit. 2018-12-09]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.conb.2005.10.015.

FUSCO A., IOSA M., GALLOTTA M. CH., et al. 2014. Different performances in static and dynamic imagery and real locomotion. An exploratory trial. *Frontiers in Human Neuroscience*. [online]. 2014; vol. 8, s. 1-6. ISSN 1460-9568. [cit. 2019-03-23]. Dostupné z: doi: 10.3389/fnhum.2014.00760

GANIS, G., KEENAN, J. P., KOSSLYN, S. M., et al. 2000. Transcranial magnetic stimulation of primary motor cortex affects mental station. *Cerebral Cortex*. [online]. 2000; vol. 10(2), s. 175-180. ISSN: 1460-2199. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: <http://cercor.oxfordjournals.org>.

GAGE J. R. 1991. *Gait analysis in cerebral palsy*. London: Mac Keith Press. 1991; s. 61-98. ISBN 0-521-412773.

GENTILI R., HAN C. E., SCHWEIGHOFER N., et al. 2010. Motor learning without doing: trial-by-trial improvement in motor performance during mental training. *Journal of neurophysiology*. [online]. 2010, vol. 104(2), s. 774-783. ISSN 1522-1598. [cit. 2018-12-09]. Dostupné z: doi: 10.1152/jn.00257.2010.

GENTILI R., PAPAXANTHIS C. 2015. Laterality effects in motor learning by mental practice in right-handers. *Neuroscience*. [online]. 2015, vol. 297, s. 231-242. ISSN 1873-7544. [cit. 2018-12-09]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroscience.2015.02.055.

GENTILI R., PAPAXANTHIS C., POZZO T. 2006. Improvement and generalization of arm motor performance through motor imagery practice. *Neuroscience*. [online]. 2006, vol. 137(3), s. 761-772. ISSN 1873-7544. [cit. 2018-12-09]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroscience.2005.10.013.

GFILLNER S., HELLGREN J., MÉNARD A. et al. 2005. Mechanisms for selection of basic motor programs--roles for the striatum and pallidum. *Trends in neurosciences*. [online]. 2005; vol. 28(7), s. 364-370. ISSN 1878-108X. [cit. 2019-12-20]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.tins.2005.05.004.

GRANGEON, M., GUILLOT, A., COLLET, C. 2011. Postural Control During Visual and Kinesthetic Motor Imagery. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. [online]. 2011; vol. 36(1), s. 17-56. ISSN: 1573-3270. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.1007/s10484-011-9145-2.

GREGG M., HALL C., BUTLER A. 2007. The MIQ-RS: A Suitable Option for Examining Movement Imagery Ability. *Evidence-based complementary and alternative medicine : eCAM*. [online]. 2007, vol. 7, s. 249-257. ISSN 1017-1193. [cit. 2017-12-22]. Dostupné z: doi:10.1093/ecam/nem170.

GRÈZES J., DECETY J. 2001. Functional anatomy of execution, mental simulation, observation, and verb generation of actions: a meta-analysis. *Human brain mapping*. [online]. 2001, vol. 12, s. 1-19. ISSN 1097-0193. [cit. 2017-12-22]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>.

GRUSH R. 2004. The emulation theory of representation: Motor control, imagery, and perception. *Behavioral and Brain Science*. [online]. 2004; vol. 27, s. 377-442. ISSN 0140-525X. [cit. 2018-10-20]. Dostupné z: doi: 10.1017/S0140525X04000093.

GUILLOT A. a COLLET C. 2005. Contribution from neurophysiological and psychological methods to the study of motor imagery. *Brain research. Brain research reviews*. [online]. 2005; vol. 50(2), s. 387-397. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.brainresrev.2005.09.004.

GUILLOT A. a COLLET C. 2005. Duration of mentally simulated movement: a review. *Journal of motor behavior*. [online]. 2005; vol. 37(1), s. 10-20. ISSN 1940-1027. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.3200/JMBR.37.1.10-20.

GUILLOT A. a COLLET C. 2008. Construction of the motor imagery integrative model in sport: A review and theoretical investigation of motor imagery use. *International Review of Sport and Exercise Psychology* [online]. 2008; vol. 1(1), s. 31-44. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.1017/S0140525X04000093.

GUILLOT, A., LEBON, F., ROUFFET, D., et al. 2008. Muscular responses during motor imagery as a function of muscle contraction types. *International Journal of Psychophysiology*. [online]. 2008; vol. 66(1), s. 18-27. ISSN: 0167-8760. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.ijpsycho.2007.05.009.

HANAKAWA T. 2016. Organizing motor imageries. *Neuroscience research*. [online]. 2016; vol. 104, s. 56-63. ISSN 0168-0102. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neures.2015.11.003.

HANAKAWA T., IMMISCH I., TOMA K., et al. 2003. Functional properties of brain areas associated with motor execution and imagery. *Journal of neurophysiology*. [online]. 2003; vol. 89, s. 989-1002. ISSN 1522-1598. [cit. 2017-12-20]. Dostupné z: doi: 10.1152/jn.00132.2002.

HALLETT M., FIELDMAN J., COHEN L. G., et al. 1994. Involvement of primary motor cortex in motor imagery and mental practice. *Behavioral and Brain Sciences*. [online]. 1994, vol 17, s. 210. ISSN 1469-1485. [cit. 2017-12-21]. Dostupné z: doi: 10.1017/S0140525X00034130.

HARRIS J. E., HEBERT A. 2015. Utilization of motor imagery in upper limb rehabilitation: a systematic scoping review. *Clinical Rehabilitation*. [online]. 2015; vol. 29(11), s. 1092-1107. ISSN 1477-0873. [cit. 2019-01-02]. Dostupné z: doi: 10.1177/0269215514566248.

HEILMAN K. M., ROTH L. J. 1993. Apraxia. In: HEILMAN M., VALENSTEIN E. (5th Ed.), *Clinical Neuropsychology*. Oxford University Press, New York Oxford, s. 141-164. ISBN 978-0195384871.

HEREMANS E., FEYS P., NIEUWBOER A. et al. 2011. Motor imagery ability in patients with early- and mid-stage Parkinson disease. *Neurorehabilitation and neural repair*. [online].

2011; vol. 25(2), s. 168-177. ISSN 1552-6844. [cit. 2018-12-20]. Dostupné z: doi: 10.1177/1545968310370750.

HÉTU S., GRÉGOIRE M., SAIMPONT A., et al. 2013. The neural network of motor imagery: an ALE meta-analysis. *Neuroscience and biobehavioral reviews*. [online]. 2013; vol. 37(5), s. 930-949. ISSN 1873-7528. [cit. 2018-12-02]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neubiorev.2013.03.017.

HOFFMAN M., SCHRADER J., APPLGATE T., et al. 1998. Unilateral Postural Control of the Functionally Dominant and Nondominant Extremities of Healthy Subjects. *Journal of athletic training*. [online]. 1998; vol. 33(4), s. 319-322. ISSN 1938-162X. [cit. 2018-12-02]. Dostupné z: [https:// www.ncbi.nlm.nih.gov](https://www.ncbi.nlm.nih.gov).

HOWE CH. A., STAUDENMAYER J. W., FREEDSON P. S. 2009. Accelerometer prediction of energy expenditure: vector magnitude versus vertical axis. *Medicine and science in sports and exercise*. [online]. 2009; vol. 41(12), s. 2199-2206. ISSN 1530-0315. [cit. 2018-12-02]. Dostupné z: doi: 10.1249/MSS.0b013e3181aa3a0e.

IJSPEERT A. J. 2008. Central pattern generators for locomotion control in animals and robots: A review. *Neural Networks*. [online]. 2008; vol. 21, s. 642–653. ISSN 1879-2782. [cit. 2016-10-02]. Dostupné z: <https://www.cs.cmu.edu/~hgeyer/Teaching/R16-899B/Papers/Ijspeert08NeuralNEtworks.pdf>.

ISEKI K., HANAKAWA T., SHINOZAKI J., et al. 2008. Neural mechanisms involved in mental imagery and observation of gait. *NeuroImage*. [online]. 2008; vol. 41, s. 1021-1031. ISSN 1095-9572. [cit. 2017-12-26]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroimage.2008.03.010.

IVANENKO Y. P., CAPPELLINI G., SOLOPOVA I. A., et al. 2013. Plasticity and modular control of locomotor patterns in neurological disorders with motor deficits. *Frontiers in computational neuroscience*. [online]. 2013; vol. 7, s. 1-11. ISSN 1662-5188. [cit. 2016-10-01]. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fncom.2013.00123/full>.

JACOBSON E. 1932. Electrophysiology of Mental Activities. *The American Journal of Psychology*. [online]. 1932; vol. 44, s. 677-694. [cit. 2018-10-26]. Dostupné z: doi: 10.2307/1414531.

JACKSON P. L., LAFLEUR M. F., MALOUIN F., et al. 2001. Potential role of mental practice using motor imagery in neurologic rehabilitation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. [online]. 2001; vol. 82, s. 1133-1141. ISSN 1532-821X. [cit. 2017-12-26]. Dostupné z: doi: 10.1053/apmr.2001.24286.

JEANNEROD M. 1994. The representing brain: neural correlates of motor intention and imagery. *Behavioral and Brain Sciences*. [online]. 1994, vol. 17, s. 1419-1432. ISSN 1469-1825. [cit. 2017-12-21]. Dostupné z: <https://www.cambridge.org>.

JEANNEROD M. 2001. Neural simulation of action: a unifying mechanism for motor cognition. *Neuroimage*. [online]. 2001, vol. 14, s. 103-109. ISSN 1053-8119. [cit. 2017-12-21]. Dostupné z: doi: 10.1006/nimg.2001.0832.

JEANNEROD M. 2006. The origin of voluntary action: history of a physiological concept. *Comptes rendus biologiques*. [online]. 2006, vol. 329(5-6), s. 354-362. ISSN 1768-3238. [cit. 2018-12-21]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.crv.2006.03.017.

JEANNEROD M., DECETY J. 1995. Mental motor imagery: a window into the representational stages of action. *Current opinion in neurobiology*. [online]. 1995, vol. 5(6), s. 727-732. ISSN 1873-6882. [cit. 2018-12-21]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8805419>.

JOHNSON S. H. 2000. Imagining the impossible: intact motor representations in hemiplegics. *Neuroreport*. [online]. 2000, vol. 11(4), s. 729-732. ISSN 1473-558X. [cit. 2018-12-21]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8805419>.

KARACHI C., ANDRÉ A., BERTASI E., et al. 2012. Functional parcellation of the lateral mesencephalus. *The Journal of neuroscience: the official journal of the Society for Neuroscience*. [online]. 2012, vol. 32(27), s. 9396-9401. ISSN 1529-2401. [cit. 2018-12-21]. Dostupné z: doi: 10.1523/JNEUROSCI.0509-12.2012.

KELLER M., PFUSTERSCHMIED J., BUCHERKER M., et al. 2012. Improved postural control after slackline training is accompanied by reduces H-reflexes. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sport*. [online]. 2012, vol. 22, s. 471-477. [cit. 2019-03-22]. ISSN: 1600-0893. Dostupné z: doi: 10.1111/j.1600-0838.2010.01268.



KIEHN O., DOUGHERTY K. 2013. Locomotion: Circuits and Physiology. *Neuroscience in the 21st Century*. [online]. 2013, s. 1209-1236. ISBN 978-1-4939-3474-4. [cit. 2018-17-09]. Dostupné z: doi: 10.1007/978-1-4614-1997-6\_42.

KITADA, R., NAITO, E., MATSUMURA, M. 2002. Perceptual changes in illusory wrist flexion angles resulting from motor imagery of the same wrist movements. *Neuroscience*. [online]. 2002; vol. 109(4), s. 701-707. ISSN: 0306-4522. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com>.

KODOMA, K., KIKUCHI, Y., YAMAGIWA, H. 2016. Relation between bimanual coordination and whole-body balancing on a slackline. 2016, s. 794–799. ISSN: 16485624.

KODAMA K., KIKUCHI Y., YAMAGIWA H. 2017. Whole-Body Coordination Skill for Dynamic Balancing on a Slackline. *New Frontiers in Artificial Intelligence*. [online]. 2017, vol. 10091, s. 528-546. ISBN 978-3-319-50953-2. [cit. 2019-03-09]. Dostupné z: doi: 10.1007/978-3-319-50953-2\_39.

KOLÁŘ P., et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. 2009; s. 48, 50. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘOVÁ B., KROBOT A., HABERMANNOVÁ P., et al. 2015. Využití představy a observace pohybu v kognitivní a pohybové rehabilitaci. *Rehabilitácia*. [online]. 2015; vol. 52, s. 133-139. ISSN 0375-0922. [cit. 2017-12-21]. Dostupné z: <http://www.rehabilitacia.sk>.

KOLÁŘOVÁ B., KROBOT A., POLEHLOVÁ K., HLUŠTÍK P., RICHARDS J. D. 2016. Effect of Gait Imagery Tasks on Lower Limb Muscle Activity With Respect to Body Posture. *Perceptual and Motor Skills* [online]. 2016, vol. 122, s. 411-431. ISSN 1558-688X. [cit. 2017-12-14]. Dostupné z: doi: 10.1177/0031512516640377.

KOLÁŘOVÁ B., MARKOVÁ M., STACHO J., SZMEKOVÁ L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci - možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. 2014; s. 75-92. ISBN 978-80-244-4266-2.

KRÁLÍČEK P. 2011. Úvod do speciální neurofyzologie. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Nakladatelství Galén. 2011; s. 107. ISBN 978-80-7262-618-2.

KROBOT A., KOLÁŘOVÁ B. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. 2011; s. 16-33. ISBN 978-80-244-2762-1.

KUCHAŘOVÁ A. 2015. *Lowline: metody učení, organizace prostoru- závěrečná práce*. Univerzita Karlova v Praze FTVS. 2015, s. 1-15.

LA FOUGÈRE C., ZWERGAL A., ROMINGER A., et al. 2010. Real versus imagined locomotion: a [18F]-FDG PET-fMRI comparison. *Neuroimage*. [online]. 2010, vol. 50(4), s. 1589-1598. ISSN 1095-9572. [cit. 2018-12-21]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroimage.2009.12.060.

LACOURSE M. G., TURNER J. A., RANDOLPH-ORR E., et al. 2004. Cerebral and cerebellar sensorimotor plasticity following motor imagery-based mental practice of a sequential movement. *Journal of rehabilitation research and development*. [online]. 2004, vol. 41, s. 505-524. ISSN 1938-1352. [cit. 2018-10-14]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>.

LAFLEUR, M. F., JACKSON, P. L., MALOUIN, F., et al. 2002. Motor learning produces parallel dynamic functional changes during the execution and imagination of sequential foot movements. *NeuroImage*. [online]. 2002; vol. 16(1), s. 142-157. ISSN: 1053-8119. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.1006/nimg.2001.1048.

LATASH M. L. 2008 *Neuropsychological basis of movement 2nd ed*. Champaign, IL: Human Kinetics. 2008; s. 221-228. ISBN 978-0-7360-6367-8.

LEBON, F., GUILLOT, A., COLLET, CH. 2011. Increased Muscle Activation Following Motor Imagery During the Rehabilitation of the Anterior Cruciate Ligament. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. [online]. 2011; vol. 37(1), s. 45-51. ISSN: 1573-3270. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.1007/s10484-011-9175-9.

LEBON, F., ROUFFET, D., COLLET, C., et al. 2008. Modulation of EMG power spectrum frequency during motor imagery. *Neuroscience Letters*. [online]. 2008; vol. 435(3), s. 181-185. ISSN: 1872-7972. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neulet.2008.02.033.

LEEK E. C., JOHNSTON S. J. 2009. Functional specialization in the supplementary motor complex. *Nature Reviews Neuroscience*. [online]. 2009. vol. 10, s. 78, author reply 78. [cit. 2018-12-14]. Dostupné z: <https://www.nature.com/articles/nrn2478-c1>.

- LEMOS T., RODRIGUES E. C., VARGAS C. D. 2014. Motor imagery modulation of postural sway is accompanied by changes in the EMG-COP association. *Neuroscience letters*. [online]. 2014, vol. 577, s. 101-105. ISSN 1872-7972. [cit. 2018-10-14]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neulet.2014.06.019.
- LEVINE D., RICHARDS J., WHITTLE M. W. 2012. *Whittle's Gait Analysis 5th Edition*. Elsevier. London: Churchill Livingstone Elsevier. 2012; s. 82, 136-139. ISBN 978-0-7020-4265-2.
- LI S., KAMPER D. G., STEVENS J. A., et al. 2004. The effect of motor imagery on spinal segmental excitability. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*. [online]. 2004; vol. 24, s. 9674-9680. ISSN 1529-2401. [cit. 2018-09-21]. Dostupné z: doi: 10.1523/JNEUROSCI.2781-04.2004.
- LOISON B., MOUSSADDAG A. S., CORMIER J. et al., 2013. Translation and validation of the French Movement Imagery Questionnaire - Revised Second Version (MIQ-RS). *Annals of physical and rehabilitation medicine*. [online]. 2013; vol. 56(3), s. 157-173. ISSN 1877-0665. [cit. 2018-12-21]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.rehab.2013.01.001.
- LOPORTO M., McALIISTER C., WILLIAMS J. et al. 2011. Investigating central mechanisms underlying the effects of action observation and imagery through transcranial magnetic stimulation. *Journal of motor behavior*. [online]. 2011; vol. 43(5), s. 361-373. ISSN 1940-1027. [cit. 2018-12-21]. Dostupné z: doi: 10.1080/00222895.2011.604655.
- LORANT J., GAILLOT, L. 2004. Validation of the French version of the Movement Imagery Questionnaire. *Canadian Journal of Behavioural Science*. [online]. 2004; vol. 36, s. 30-35. ISSN 1632-8219. [cit. 2017-12-23]. Dostupné z: doi.org/10.1037/h0087213.
- LOTZE M., COHEN L. G. 2006. Volition and imagery in neurorehabilitation. *Behavioral and Cognitive Neurology*. [online]. 2006, vol. 19, s. 135-140. ISSN 1543-3641. [cit. 2017-12-20]. Dostupné z: doi: 10.1097/01.wnn.0000209875.56060.06.
- LOTZE M., HALSBAND U. 2006. Motor imagery. *Journal of physiology*. [online]. 2006; vol. 99, s. 386-395. ISSN 1769-7115. [cit. 2017-12-21]. Dostupné z: doi: doi:10.1016/j.jphysparis.2006.03.012.

LUTZ R. S. 2003. Covert muscle excitation is outflow from the central generation of motor imagery. *Behavioural brain research*. [online]. 2003; vol. 140(1-2), s. 149-163. ISSN 1872-7549. [cit. 2018-12-21]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12644288>.

MACIVER K., LLOYD D. M., KELLY S., et al. 2008. Phantom limb pain, cortical reorganization and the therapeutic effect of mental imagery. *Brain*. [online]. 2008; vol. 131(8), s. 2181-2191. ISSN 1460-2156. [cit. 2017-12-21]. Dostupné z: doi: 10.1093/brain/awn124.

MAEDA F., KLEINER-FISMAN G., PASCUAL-LEONE A. 2002. Motor facilitation while observing hand actions: specificity of the effect and role of observer's orientation. *Journal of Neurophysiology*. [online]. 2002, vol 87, s. 1329-1335. ISSN 1522-1598. [cit. 2017-12-26]. Dostupné z: doi: 10.1152/jn.00773.2000.

MALOUIN F., RICHARDS C. L., JACKSON P. L., et al. 2003. Brain activations during motor imagery of locomotor-related tasks: a PET study. *Human brain mapping*. [online]. 2003, vol. 19, s. 47-62. ISSN 1097-0193. [cit. 2017-12-23]. Dostupné z: doi: 10.1002/hbm.10103.

MATTAR A., GRIBBLE P. 2005. Motor Learning by observing. *Neuron*. [online]. 2005, vol. 46, s. 153-160. ISSN 0896-6273. [cit. 2017-12-26]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuron.2005.02.009.

MCCARTHY M., BEAUMONT J. G., THOMPSON R., et al. 2002. The role of imagery in the rehabilitation of neglect in severely disabled brain-injured adults. *Archives of Clinical Neuropsychology*. [online]. 2002, vol. 17(5), s. 407-422. ISSN 0887-6177. [cit. 2018-01-03]. Dostupné z: doi: 10.1016/S0887-6177(01)00124-X.

MEHRHOLZ J., POHL M., ELSNER B. 2014. Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *The Cochrane database of systematic reviews*. [online]. 2014, vol. 1, s. 1-10. ISSN 1469-493X. [cit. 2018-12-26]. Dostupné z: doi: 10.1002/14651858.CD002840.pub3.

MENANT J. C., STURNIEKS D. L., BRODIE M. A. D., et al. 2014. Visuospatial Tasks Affect Locomotor Control More than Nonspatial Tasks in Older People. *PLOS ONE*. [online]. 2014; vol. 9(10), s. 1-6. ISSN 1932-6203. [cit. 2019-01-17]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0109802>.

MILLER K. J., SCHALK G., FETZ E. E., et al. 2010. Cortical activity during motor execution, motor imagery, and imagery-based online feedback. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*. [online]. 2010; vol. 107(9), s. 4430-4435. ISSN 1091-6490. [cit. 2019-01-17]. Dostupné z: doi: 10.1073/pnas.0913697107.

MIZUGUCHI N., SAKAMOTO M., MURAOKA T., et al. 2012. Influence of somatosensory input on corticospinal excitability during motor imagery. *Neuroscience letters*. [online]. 2012, vol. 514(1), s. 127-130. ISSN 1872-7972. [cit. 2018-01-03]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neulet.2012.02.073.

MONSMA E. V., SHORT S. E., HALL C. R., et al. 2009. Psychometric Properties of the Revised Movement Imagery Questionnaire (MIQ-R). *Journal of Imagery Research in Sport and Physical Activity*. [online]. 2009; vol. 4(1), s. 1-15. ISSN 1932-0191. [cit. 2019-01-03]. Dostupné z: doi: 10.2202/1932-0191.1027.

MOSELEY G. L., ZALUCKI N., BIRKLEIN F., et al. 2008. Thinking about movement hurts: the effect of motor imagery on pain and swelling in people with chronic arm pain. *Arthritis and rheumatism*. [online]. 2008, vol. 59(5), s. 623-631. ISSN 1529-0131. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.1002/art.23580.

MULDER T. H. 2007. Motor imagery and action observation: cognitive tools for rehabilitation. *Journal of Neural Trasmision*. [online]. 2008, vol. 114, s. 1265-1278. ISSN 0300-9564. [cit. 2017-12-20]. Dostupné z: doi: 10.1007/s00702-007-0763-z.

MULDER T. H., ZIJLSTRA S., ZIJLSTRA W., HOCHSTENBACH J. 2004. The role of motor imagery in learning a totally novel movement. *Experimental brain research*. [online]. 2004, vol. 154, s. 211-217. ISSN 1432-1106. [cit. 2018-10-20]. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-003-1647-6.

NACHEV P., KENNARD C., HUSAIN M., et al. 2008. Functional role of the supplementary and pre-supplementary motor areas. *Nature reviews. Neuroscience*. [online]. 2008, vol. 9(11), s. 856-869. ISSN 1471-0048. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.1038/nrn2478.

NAITO E., KOCHIYAMA T., KITADA R., et al. 2002. Internally simulated movement sensations during motor imagery activate cortical motor areas and the cerebellum. *The Journal of neuroscience*. [online]. 2002, vol. 22, s. 3683-3691. ISSN 1529-2401. [cit. 2017-12-23]. Dostupné z: doi: 20026282.

- OKU K., ISHIDA H., OKADA Y. et al. 2011. Facilitation of corticospinal excitability during motor imagery of wrist movement with visual or quantitative inspection of EMG activity. *Perceptual and motor skills*. [online]. 2011, vol. 113(3), s. 982-994. ISSN 1558-688X. [cit. 2018-12-23]. Dostupné z: doi: 10.2466/05.23.25.PMS.113.6.982-994.
- PEIKENKAMP, K., STIEF, T. 2012. Effect of motor imagery of the human gait on SEMG-activities of the lower limb muscles. *Journal of biomechanics*. [online]. 2012, vol. 45(1), s. 246. ISSN: 0021-9290. [cit. 2018-02-23]. Dostupné z: doi: 10.1016/S0021-9290(12)70247-6.
- PELLECCHIA, G. L. 2003. Postural sway increases with attentional demands of concurrent cognitive task. *Gait and Posture*. [online]. 2003; vol. 18(1), s. 29-34. ISSN: 0966-6362. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: <https://www.researchgate.net>.
- PERSONNIER, P., BALLAY, Y., PAPAXANTHIS, CH. 2010. Mentally represented motor actions in normal aging: III. Electromyographic features of imagined arm movements. *Behavioural Brain Research*. [online]. 2010; vol. 206(2), s. 184-191. ISSN: 0166-4328. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.bbr.2009.09.011.
- PFUSTERSCHMIED J., STÖGGL T., BUCHECKER M., et al. 2013. Effects of 4-week slackline training on lower limb joint motion and muscle activation. *Journal of Science and Medicine in Sport*. [online]. 2013, vol. 16(6), s. 562–566. [cit. 2018-03-23]. ISSN: 1440-2440. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jsams.2012.12.006.
- PICARD, N., STRICK, P. L. 1996. Motor areas of the medial wall: a review of their location and functional activation. *Cerebral Cortex*. [online]. 1996; vol. 6(3), s. 342-353. ISSN: 1460-2199. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: <http://cercor.oxfordjournals.org>.
- RIZZOLATTI G., CRAIGHERO L. 2004. The mirror-neuron system. *Annual Review of Neuroscience*. [online]. 2004, vol. 27, s. 169-192. ISSN 0147-006X. [cit. 2017-12-20]. Dostupné z: doi: 10.1146/annurev.neuro.27.070203.144230.
- RODRIGUES, E. C., LEMOS, T., GOUVEA, B., et al. 2010. Kinesthetic motor imagery modulates body sway. *Neuroscience*. [online]. 2010; vol. 169(2), s. 743-750. ISSN: 0306-4522. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroscience.2010.04.081.
- ROZAND V., LEBON F., STAPLEY P. J., et al. 2016. A prolonged motor imagery session alter imagined and actual movement durations: Potential implications for neurorehabilitation.

*Behavioural brain research*. [online]. 2016; vol. 297, s. 67-75. ISSN 1872-7549. [cit. 2019-01-11]. Dostupné z: 10.1016/j.bbr.2015.09.036.

ROZAND V., PAGEAUX B., MARCORA S. M., et al. 2014. Does mental exertion alter maximal muscle activation? *Frontiers in human neuroscience*. [online]. 2014; vol. 8, s. 755. ISSN 1662-5161. [cit. 2019-01-11]. Dostupné z: 10.3389/fnhum.2014.00755.

RUBY P., DECETY J. 2003. What you believe versus what you think they believe: a neuroimaging study of conceptual perspective-taking. *Experimental brain research*. 2003; vo1. 11, s. 2475-2480. ISSN 1460-9568. [cit. 2017-12-21]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>.

RUFFINO C., PAPAXANTHIS C., LEBON F. 2017. Neural plasticity during motor learning with motor imagery practice: Review and perspectives. *Neuroscience*. [online]. 2017; vol. 341, s. 61-78. ISSN 1873-7544. [cit. 2019-01-11]. Dostupné z: 10.1016/j.neuroscience.2016.11.023.

SACHELI L. M., ZAPPAROLI L., DE SANTIS C., et al. 2017. Mental Steps: Differential Activation of Internal Pacemakers in Motor Imagery and in Mental Imitation of Gait. *Human Brain Mapping*. [online]. 2017; vol. 38(10), s. 5195-5216. ISSN 1097-0193. [cit. 2016-09-21]. Dostupné z: doi: 10.1002/hbm.23725.

SANTOS L., RÍO J. F., GARCÍA B. F., et al. 2016. Effect of Slackline training on Postural control, jump performance, and myoelectrical activity in female basketball players. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. [online]. 2016, vol. 30(3), s. 653-664. ISSN: 281621846. Dostupné z: doi: 10.1519/JSC.0000000000001168.

SHEFFLER L. R., CHAE J. 2015. Hemiparetic gait. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*. [online]. 2015; vol. 26, s. 611-623. ISSN 1558-1381. [cit. 2016-09-21]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26522901>.

SIMMONS L., SHARMA N., BARON J. C. et al. 2008. Motor imagery to enhance recovery after subcortical stroke: who might benefit, daily dose, and potential effects. *Neurorehabilitation and neural repair*. [online]. 2008; vol. 22(5), s. 458-467. ISSN 1552-6844. [cit. 2018-12-21]. Dostupné z: 10.1177/1545968308315597.

SIRIGU A., DUHAMEL J. R., COHEN L., et al. 1996. The mental representation of hand movements after parietal cortex damage. *Science*. 1996; vol. 273, s. 1564-1568. ISSN 1095-9203. [cit. 2017-12-20]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>.

SOUZA, N. S., MARTINS, A. C. G., CANUTO, K. S., et al. 2015. Postural Control Modulation During Motor Imagery Tasks: A Systematic Review. *International Archives of Medicine*. [online]. 2015; vol. 8(43), s. 1-12. ISSN: 1755-7682. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: <http://imed.pub>.

STEGEMAN D.F. a HERMENS H. J. 1998. Standards for surface electromyography: the European project (SENIAM). In: HERMENS H. J., RAU G., DISSELHORST-KLUG C., et al. *Surface Electromyography Application Areas and Parameters. Proceedings of the Third General SENIAM Workshop on Surface Electromyography*. Aachen, Germany, 1998. s. 108–112. [cit. 2019-02-21]. Dostupné z: <http://www.seniam.org>.

STEVENS J. A., STOYKOV M. E. 2003. Using motor imagery in the rehabilitation of hemiparesis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. [online]. 2003; vol. 84(7), s. 1090-1092. ISSN 1532-821X. [cit. 2018-12-21]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12881842>.

STINEAR C. M., BYBLOW W. D., STEYVERS M., et al. 2006. Kinesthetic, but not visual, motor imagery modulates corticomotor excitability. *The European journal of neuroscience*. 2006; vol. 68, s. 157–164. ISSN 1432-1106. [cit. 2017-12-21]. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-005-0078-y.

STINS, J. F., SCHNEIDER, I. K., KOOLE, S. L., et al. 2015. The Influence of Motor Imagery on Postural Sway: Differential Effects of Type of Body Movement and Person Perspective. *Advances in Cognitive Psychology*. [online]. 2015; vol. 11(3), s. 77-83. ISSN: 1895-1171. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.5709/acp-0173-x.

STIPPICH C., OCHMANN H., SARTOR K. 2002. Somatotopic mapping of the human primary sensorimotor cortex during motor imagery and motor execution by functional magnetic resonance imaging. *Neuroscience Letters*. 2002, vol. 331, s. 50-54. ISSN 1872-7972. [cit. 2017-12-20]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>.



SUCHÁNKOVÁ, Tereza. *Představa chůze v obraze povrchové elektromyografie*. 2016, 102 s. Diplomová práce. Univerzita Palackého, Ústav fyzioterapie. Vedoucí práce Barbora Kolářová.

SUNDERLAND A., WILKINS L., DINEEN R., et al. 2013. Tool-use and the left hemisphere: what is lost in ideomotor apraxia? *Brain and cognition*. 2002, vol. 81(2), s. 183-192. ISSN 1090-2147. [cit. 2018-12-20]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.bandc.2012.10.008.

SZAMEITAT, A. J., SHEN, S., STERR, A. 2007. Motor imagery of complex everyday movements. An fMRI study. *NeuroImage*. [online]. 2007; vol. 34(2), s. 702-713. ISSN: 1053-8119. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroimage.2006.09.033.

THOMAS M., KALICINSKI M. 2016. The effects of Slackline Balance Training on Postural Control in Older Adults. *Journal of aging and physical activity*. [online]. 2016, vol. 24(3), s. 393-398. ISSN: 2015-0099. [cit. 2019-03-20]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.bandc.2012.10.008.

VAN DE CROMMERT H. W., MULDER T., DUYSSENS J. 1998. Neural control of locomotion: sensory control of the central pattern generator and its relation to treadmill training. *Gait Posture*. [online]. 1998, vol. 7, s. 251-263. ISSN 1879-2219. [cit. 2018-09-27]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>.

WOLPERT D. M., FLANAGAN J. R. 2001. Motor prediction. *Current biology*. [online]. 2001; vol. 11(18), s. 729-732. ISSN 1879-0445. [cit. 2018-12-05]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11566114>.

YANG J. F., GORASSINI M. 2006. Spinal and brain control of human walking: implications for retraining of walking. *The Neuroscientist: a review journal bringing neurobiology, neurology and psychiatry*. [online]. 2006; vol. 12, s. 379-389. ISSN 1089-4098. [cit. 2016-12-05]. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/1073858406292151>.

YOO E., PARK E., CHUNG B. 2001. Mental practice effect on line-tracing accuracy in persons with hemiparetic stroke: a preliminary study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. [online]. 2001; vol. 82(9), s. 1213-1218. ISSN 1532-821X. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.1053/apmr.2001.25095.

YUE, G., COLE, K. J. 1992. Strength increases from the motor program: comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contraction. *Journal of*

*Neurophysiology*. [online]. 1992; vol. 67(5), s. 1114-1123. ISSN: 1522-1598. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.1152/jn.1992.67.5.1114.

ZHANG Y., XU P., LI P., et al. 2017. Noise-assisted multivariate empirical mode decomposition for multichannel EMG signals. *BioMedical Engineering OnLine*. 2017; vo1. 16, s. 1-17. ISSN 1475-925X. [cit. 2018-09-20]. Dostupné z: doi: 10.1186/s12938-017-0397-9.

ZIJDEWIND, I., TOERING, S. T., BESSEM, B., et al. 2003. Effects of imagery motor training on torque production of ankle plantar flexor muscles. *Muscle Nerve*. [online]. 2003; vol. 28(2), s. 168-173. ISSN: 1097-4598. [cit. 2019-02-20]. Dostupné z: doi: 10.1002/mus.10406.

ZIMMERMANN-SCHLATTER A., SCHUSTER C., PUHAN M. A., et al. 2008. Efficacy of motor imagery in post-stroke rehabilitation: a systematic review. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. [online]. 2008; vol. 5(8), s. 1-10. ISSN 1743-0003. [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: doi: 10.1186/1743-0003-5-8.

## Seznam zkratek

acc	akcelerometr
ANS	autonomní nervový systém
BF	musculus biceps femoris
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervový systém
COG	centre of gravity
COM	centre of mass
CPG	central pattern generators
dx.	dexter
EBM	evidence based medicine
EEG	electroencephalograf
EMG	elektromyografie, elektromyografický
fMRI	funkční magnetická resonance
IMU	inertial measurement units
Kch	klid před představou chůze
Ks	klid před představou chůze na slackline
m.	musculus
max	maximum
MIQ	Movement Imagery Questionnaire
MIQ-3	Movement Imagery Questionnaire-3
MIQ-R	Movement Imagery Questionnaire-Revised
min	minimální
n	počet hodnot
P1ch	představa chůze „před“
P1s	představa chůze na slackline „před“
P2ch	představa chůze „po“
P2s	představa chůze na slackline „po“
PET	pozitronová emisní tomografie
PETTLEP	akronym: physical, environment, task, timing, learning, emotion, and perspective
polyEMG	povrchová elektromyografie

prum	průměr
RF	musculus rectus femoris
RMS	root mean square
SD	směrodatná odchylka
sin.	sinister
TMS	transkraniální magnetická simulace

## Seznam obrázků

<b>Obrázek 1</b> Znázornění podobné kortikální aktivity při imaginaci a exekuci pohybu ruky a jazyku elektrokortikografem (Miller et al., 2010, s. 4431) .....	22
<b>Obrázek 2</b> Slack Rack 300 Gibbon (Gibbon, <a href="http://www.gibbon-slacklines.cz">http://www.gibbon-slacklines.cz</a> ).....	39
<b>Obrázek 3</b> Průměrná aktivita m. rectus femoris a m. biceps femoris bilaterálně při představě chůze.....	45
<b>Obrázek 4</b> Průměrná aktivita m. rectus femoris a m. biceps femoris bilaterálně při představě chůze na slackline.....	46
<b>Obrázek 5</b> Posturální výchylky při představě chůze a chůze na slackline.....	46

## Seznam tabulek

<b>Tabulka 1</b> Popisná statistika hodnocených parametrů pro průměrnou svalovou aktivitu během Kch, P1ch a P2ch.....	41
<b>Tabulka 2</b> Popisná statistika hodnocených parametrů pro průměrnou svalovou aktivitu během Ks, P1s a P2s.....	42
<b>Tabulka 3</b> Popisná statistika hodnocených parametrů posturálních výchylek během Kch, P1ch a P2ch.....	42
<b>Tabulka 4</b> Popisná statistika hodnocených parametrů posturálních výchylek během Ks, P1s a P2s.....	43
<b>Tabulka 5</b> <i>p</i> -hodnoty Wilcoxonovým post hoc testem s Bonferroniho korekcí pro m. BF sin. a m. RF dx. et sin.....	44
<b>Tabulka 6</b> <i>p</i> -hodnoty Wilcoxonovým post hoc testem s Bonferroniho korekcí pro m. RF sin.....	44

## Seznam příloh

<b>Příloha 1</b> Informovaný souhlas .....	86
<b>Příloha 2</b> Doatzník Movement Imagery Questionnaire-Revised .....	87
<b>Příloha 3</b> Arch pro zaznamenání výsledků Movement Imagery Questionnaire-Revised a subjektivního dotazníku představy .....	90
<b>Příloha 4</b> Výsledky dotazníku Movement Imagery Questionnaire-Revised a subjektivního dotazníku představy .....	91
<b>Příloha 5</b> Umístění senzorů .....	93
<b>Příloha 6</b> Experimentální situace .....	94
<b>Příloha 7</b> Fotografie chodby .....	95

## **Přílohy**

### **Příloha 1** Informovaný souhlas

#### **Informovaný souhlas**

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta zdravotnických věd  
Hněvotínská 976/3, Nová Ulice  
775 15 Olomouc

#### **Poučení a souhlas klienta/tky**

Klient/тка ..... souhlasí s provedením kineziologického rozboru a vyšetření pomocí povrchového elektromyografického přístroje firmy Delsys USA v Kineziologické laboratoři oddělení Rehabilitace ve Fakultní nemocnici Olomouc pro účely diplomové práce s názvem „Představa chůze v obraze povrchové elektromyografie“, kterou zpracovává Bc. Hana Ondráčková, Bc. Karolína Maděrová a Bc. Eva Trlidová pod odborným vedením PhDr. Barbory Kolářové, Ph.D a Mgr. Marka Tomsy.

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

V Olomouci dne .....

Podpis klienta/tky .....



## Příloha 2 Doatzník Movement Imagery Questionnaire-Revised

### 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 (externí) představu** neboli představu z pohledu třetí osoby. Druhý způsob je pokusit se vytvořit **kinestetickou představu (interní)** neboli představu z pozice první osoby. Žádám Tě o provedení obou těchto mentálních úkolů pro dané pohyby v tomto dotazníku a následné zhodnocení do tabulky, 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' popsáný pohyb. Ten vykonaj pouze jednou. Vrať se do výchozí pozice a splň druhou, mentální, část úkolu. Po dokončení požadovaného mentálního úkolu zhodnot' snadnost/obtížnost, s jakou jsi byla schopna úkol provést. Hodnot' dle následující stupnice:

Stupnice vizuální představy						
7	6	5	4	3	2	1
Velmi snadno viděná	Snadno viděná	Spíše snadno viděná	Neutrálně viděná (ani snadno ani těžce)	Spíše obtížně viděná	Obtížně viděná	Velmi obtížně viděná

Stupnice kinestetické představy						
7	6	5	4	3	2	1
Velmi snadno vnímaná	Snadno vnímaná	Spíše snadno vnímaná	Neutrálně vnímaná (ani snadno ani těžce)	Spíše obtížně vnímaná	Obtížně vnímaná	Velmi obtížně vnímaná

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

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

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

**HODNOCENÍ:**

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

**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 zhodnoť 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 připáženou.

**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 zhodnoť 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 zhodnoť 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 připáženými.

**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 zhodnoť 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 zhodnoť 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 zhodnoť 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 zhodnoť snadnost/obtížnost, se kterou jsi byla schopna tento mentální úkol provést.

**HODNOCENÍ:**

**Příloha 3** Arch pro zaznamenání výsledků Movement Imagery Questionnaire-Revised a subjektivního dotazníku představy

**Jméno a příjmení:**

**Věk:**

**Výška:**

**Váha:**

**Dominantní DK:**

Výsledky MIQ-R dotazníku	
č. 1	
č. 2	
č. 3	
č. 4	
č. 5	
č. 6	
č. 7	
č. 8	

-----  
**Dotazník subjektivního hodnocení představy**

Ohodnot' na škále od 1-5, jak snadná či obtížná pro Tebe byla představa daného pohybu, přičemž 1 = velmi obtížné, 5 = velmi snadné.

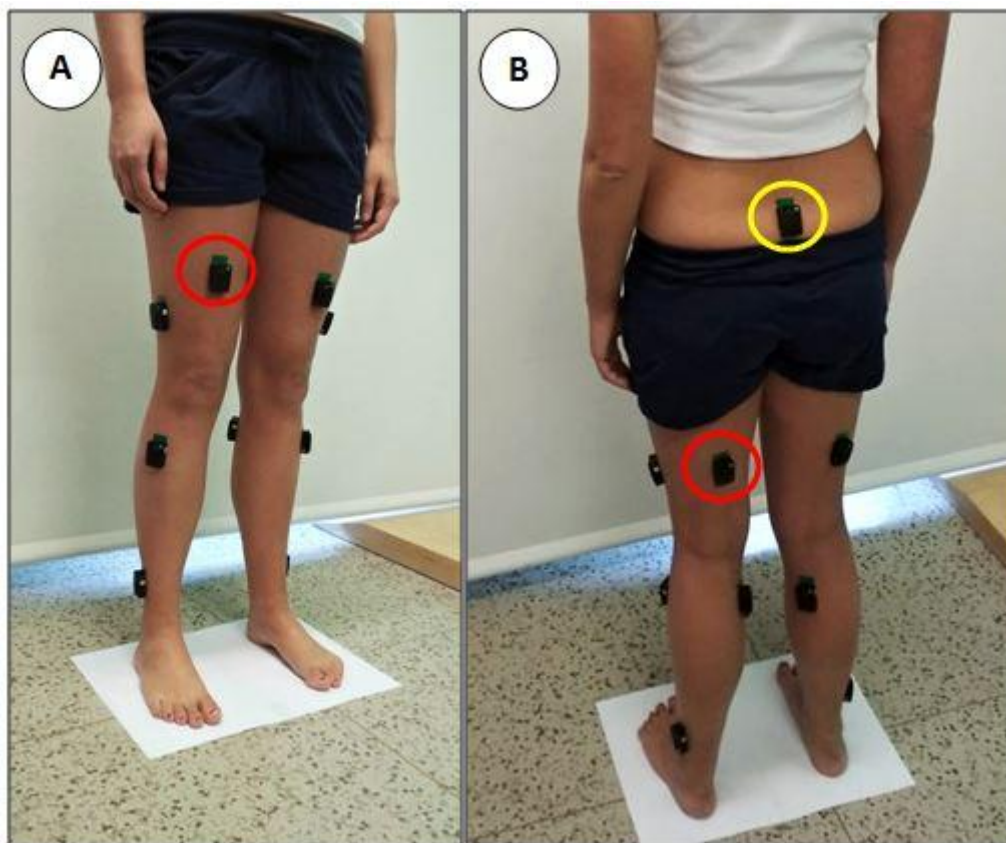
Úkol	Hodnocení
Představa chůze před realizací chůze (P1ch)	
Představa chůze po realizací chůze (P2ch)	
Představa chůze na slackline před realizací chůze na slackline (P1s)	
Představa chůze na slackline po realizací chůze na slackline (P2s)	

**Příloha 4** Výsledky dotazníku Movement Imagery Questionnaire-Revised a subjektivního dotazníku představy

Výsledky dotazníku Movement Imagery Questionnaire-Revised								
Proband	Úkol							
	č. 1	č. 2	č. 3	č. 4	č. 5	č. 6	č. 7	č. 8
1	6	6	6	6	6	6	6	6
2	6	5	7	6	6	6	7	6
3	7	7	6	6	7	7	6	6
4	5	6	4	5	6	5	4	4
5	6	4	7	4	5	7	6	7
6	7	4	6	6	4	7	6	7
7	6	7	7	6	7	6	6	7
8	7	7	6	7	5	6	6	5
9	7	7	7	6	7	7	6	7
10	3	4	5	5	6	6	6	5
11	6	7	7	6	6	6	6	6
12	6	5	7	6	6	6	6	7
13	4	6	5	7	4	4	4	4
14	6	6	6	6	6	6	6	6
15	6	6	7	5	5	7	5	6
16	7	7	7	7	7	7	7	7
17	7	5	7	6	7	5	6	5
18	5	6	6	5	7	7	6	6
19	5	6	5	7	4	6	6	5
20	7	6	7	5	7	6	7	6
21	5	4	6	4	6	4	6	3
22	7	6	6	6	5	6	5	6
23	7	7	6	6	6	7	6	6
24	7	5	6	5	6	7	6	5
25	6	6	7	7	6	7	6	7
26	7	7	7	5	6	7	6	6

<b>Výsledky dotazníku subjektivního hodnocení představy</b>				
<b>Proband</b>	<b>úkol</b>			
	<b>P1ch</b>	<b>P2ch</b>	<b>P1s</b>	<b>P2s</b>
<b>1</b>	4	4	4	5
<b>2</b>	4	5	3	4
<b>3</b>	3	5	4	5
<b>4</b>	4	5	3	5
<b>5</b>	2	4	3	4
<b>6</b>	4	5	2	5
<b>7</b>	3	4	2	4
<b>8</b>	4	5	4	4
<b>9</b>	4	4	4	4
<b>10</b>	4	3	3	4
<b>11</b>	4	5	5	3
<b>12</b>	3	5	5	3
<b>13</b>	4	2	3	5
<b>14</b>	2	2	3	2
<b>15</b>	3	4	3	4
<b>16</b>	5	5	5	5
<b>17</b>	3	5	3	5
<b>18</b>	2	4	4	4
<b>19</b>	3	4	2	3
<b>20</b>	4	5	3	5
<b>21</b>	3	4	2	3
<b>22</b>	3	5	2	5
<b>23</b>	2	5	4	5
<b>24</b>	4	5	4	3
<b>25</b>	3	4	3	5
<b>26</b>	3	4	3	5

## Příloha 5 Umístění senzorů



**Legenda:** A - pohled zepředu, B - pohled zezadu

červený kroužek (přední strana) - senzor na m. rectus femoris, červený kroužek (zadní strana) - senzor na m. biceps femoris, žlutý kroužek - senzor na sacrum

## Příloha 6 Experimentální situace



**Legenda:** A - výchozí pozice pro Kch, Ks a všechny podúlohy představy, B - chůze na chodbě, C - chůze na slackline



## Příloha 7 Fotografie chodby



**Legenda:** hvězdička - místo, kde byla následně umístěna slackline